Resum

En el present Treball de Fi de Màster s'exposa la simulació numèrica de les tensions i deformacions en 3D d'un implant dental, amb la finalitat de veure la influència del canvi de material de la corona dental i comparar els resultats amb els obtinguts en un altre treball [1] realitzat en 2D prèviament a l'ETSEIB i amb una tesi [11] sobre la tècnica experimental de la fotoelasticitat.

Després d'un primer període de recerca d'informació, s'ha començat obtenint la geometria de l'implant dental mitjançant un escanejat 3D de les peces que el formen. L'objectiu en aquesta fase és aconseguir que la geometria sigui el més semblant possible a la realitat, de manera que s'ha acabat de perfeccionar mitjançant el programa *SolidWorks*.

Un cop importada la geometria al programa Ansys Workbench, se li ha afegit com a base una resina rectangular que simula l'os mandibular inferior (*Fig. 1*):

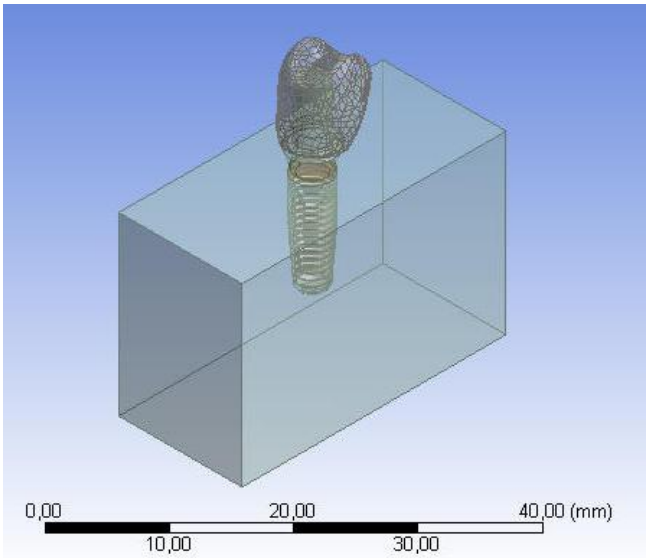


Fig. 1: Representació de l'implant dental a estudiar

A continuació s'ha procedit amb la realització de diversos estudis en els que s'ha anat canviant el material de la corona per analitzar el seu efecte. Primerament s'ha dut a terme un estudi estàtic de l'implant aplicant-li una força puntual. Posteriorment s'han realitzat cinc casos d'estudi estàtic on s'han anat modificant factors per determinar com actuen cadascun d'ells sobre els resultats. Finalment s'ha elaborat un estudi dinàmic de l'implant dental amb el qual s'ha representat l'impacte del fenomen de la masticació sobre la mandíbula del pacient.

De tots ells s'han extret diverses conclusions que seran de gran utilitat a l'hora de seleccionar el tipus de material òptim de l'implant i confirmar o desmentir l'evidència clínica que diu que els implants amb corona ceràmica trenquen abans.

Índex

Glossari

MET: Corona de material metàl·lic Cr-CO (SP2 Heraenium Pw Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Alemanya).

MCER: Corona de material metall-ceràmic Vita 3D Master (Vita, Alemanya).

FCOM: Corona de material fibra de carboni-composite BioCarbon Bridge (Micro Mèdica, Itàlia), BioXFill (Micro Mèdica Itàlia).

MCOM: Corona de material metall-composite Cr-Co (LaserPFM, Renishaw, Regne Unit) i BioXFill (Micro Mèdica, Itàlia).

σ_1: Estat principal màxim de tensió.

σ_2: Estat principal mitjà de tensió.

σ_3: Estat principal mínim de tensió.

σ_{VM}: Tensió equivalent de von Mises.

1. Introducció

1.1 Punt de partida del projecte

L'origen d'aquest projecte és degut a la sol·licitud de MIS Implants Technologies Ltd de realitzar un estudi sobre un dels seus implants dentals. L'empresa està especialitzada en el desenvolupament i la producció d'una gran varietat de productes (Fig. 2) de sanitat odontològica, així com de les eines necessàries per dur a terme la seva integració dins de la mandíbula.

Fig. 2: Gamma d'implants dentals produïts per MIS Implants Technologies Ltd

Imatge obtinguda de: http://www.mis-implants.com/products/Implants.aspx

Entre les seves activitats més destacades, MIS Implants Technologies Ltd es caracteritza per col·laborar amb universitats i centres científics per promoure la innovació i obtenir un grau elevat de qualitat. Prova d'això és el conveni de col·laboració signat al 2015 amb l'empresa MIS Ibèrica i la Facultat d'Odontologia de la UIC, creat per tal de fomentar el coneixement sobre els implants a l'alumnat mitjançant cursos i tallers.

Una altra mostra de la relació empresa-universitat és la proposta que va oferir a la ETSEIB el darrer any i que consistia en estudiar l'impacte que té el canvi de material de la corona d'un dels implants dentals de la companyia. Aquest problema es va intentar solucionar mitjançant una simulació 2D en el Treball de Fi de Grau [1] realitzat per un estudiant de l'ETSEIB. En aquest treball es van comparar els resultats amb els obtinguts experimentalment per mitjà de tècniques fotoelàstiques per part d'una altra alumna [2]. Ara bé, el fet de simplificar l'estudi amb un model en dues dimensions pot

servir per a fer una primera aproximació de la solució, però es pot afirmar que està molt lluny de representar amb exactitud el que succeiria analitzant un veritable implant dental.

Posteriorment es va seguir la línea d'estudi mitjançant una tesi doctoral [11] sobre assajos experimentals fotoelàstics.

Així doncs, partint de l'estudi 2D i del de fotoelasticitat com a base i buscant una solució que sigui més propera a la realitat, s'ha decidit realitzar la simulació 3D de l'implant dental en l'actual Treball Fi de Màster.

1.2 Abast

Amb l'objectiu d'ajudar a una millor comprensió del treball, és bàsic diferenciar clarament tant els aspectes que s'han realitzat al llarg del projecte com els que no han estat tractats:

Aspectes que SÍ s'han dut a terme:

- Inicialment, ha estat necessari conèixer l'evolució històrica de l'implant dental, des de la seva aparició fins a la actualitat.
- També a l'inici, s'ha realitzat un estudi previ de l'estat de l'art mitjançant la recerca d'articles de revistes, fonamental per a extreure dades que han estat utilitzades posteriorment.
- S'han definit les tres parts diferents que formen l'implant dental i s'han descrit els quatre materials diferents d'estudi de la corona, així com les seves propietats.
- Per tal d'obtenir la geometria de l'implant s'ha realitzat un escanejat 3D de les diferents peces. Un cop obtingut, ha estat necessari retocar certs detalls com la part roscada amb el programa *SolidWorks*. Finalment, s'ha importat aquesta geometria en el programa *Ansys Workbench*.
- S'ha introduït el mètode dels elements finits (MEF) descrivint-lo breument i comentant la importància de realitzar un mallat òptim.
- La primera simulació realitzada ha estat l'estudi estàtic en el que s'ha aplicat una força vertical de 300 N sobre la superfície de la corona d'un implant dental pertanyent a la mandíbula inferior.

- Un cop obtinguts els resultats del cas estàtic inicial, s'han realitzat cinc casos d'estudi diferents amb l'objectiu d'aproximar-se el màxim possible a la realitat i determinar com afectaven aquestes variacions en els resultats.
- El darrer cas d'estudi ha estat l'anàlisi dinàmica on s'ha simulat el xoc d'una esfera d'acer sobre la corona de l'implant. Aplicant-li a l'esfera una velocitat inicial calculada, s'han visualitzat els resultats al llarg del temps que es produeixen en el fenomen de la masticació.
- En totes les simulacions s'ha considerat que el cargol està perfectament integrat a l'os.
- Els resultats que s'han obtingut en totes les simulacions han estat les tensions equivalents de von Mises i les deformacions unitàries totals. En el cas dinàmic, també es mostra l'evolució de les tensions al llarg del temps.
- Alguns resultats d'aquest estudi han estat cedits per tal de poder estimar prèviament el nivell deformacional a l'assaig DIC paral·lel a aquest projecte.
- Finalment, s'ha elaborat un pressupost aproximat i s'han realitzat les conclusions tècniques i personals.

Aspectes que NO s'han dut a terme:

- No s'ha realitzat l'estudi fotoelàstic mitjançant la obtenció experimental de les línies isocromàtiques. Els resultats comparats amb el Treball de Fi de Grau de l'ETSEIB [1] seran doncs sobre les deformacions i tensions obtingudes en les simulacions.
- Degut a que aquest projecte no està dirigit al disseny ni fabricació d'un nou producte, sinó que presenta una clara orientació a la recerca, no s'ha aprofundit en la referència a normatives.
- Pel mateix motiu, queda fora de l'abast d'aquest treball l'impacte mediambiental del projecte.
- No va ésser possible realitzar una planificació temporal ja que existien diversos factors que no es podien acotar inicialment amb exactitud: temps d'escaneig 3D de l'implant, temps computacional per a realitzar totes les simulacions...
- No s'ha estudiat el problema que suposaria una integració incorrecta entre el l'implant i l'os.
- No s'ha realitzat un darrer cas d'estudi que englobés tots els anteriors, sinó que s'ha estudiat l'efecte de cadascun d'ells individualment.
- El càlcul geomètric no lineal considerant grans desplaçaments hauria estat més realista que el càlcul geomètric lineal amb petits desplaçaments utilitzat en

l'estudi dinàmic. Ara bé, no s'ha aprofundit en aquest càlcul per motius de no convergència.

- Es deixa la porta oberta en seguir la línea d'investigació de l'estudi per trobar el material més adient per la corona i poder d'aquesta manera disminuir al màxim les tensions produïdes a la mandíbula.

1.3 Justificació

- Raons de negoci

L'estudi dels implants dentals és una opció de negoci interessant i realista ja que les estadístiques mostren que un 69% dels adults han perdut com a mínim una dent permanent a causa d'un accident, malaltia de les genives, tractament de nervi o càries. Per una altra part, a l'edat de 74 anys, el 26% han perdut totes les seves dents permanents [3].

Tenint en compte aquesta necessitat i analitzant les diferents solucions que ofereix el mercat actual davant la pèrdua d'una o vàries peces dentals, l'elecció de l'implant dental és una excel·lent solució recomanada per la majoria de dentistes per una simple raó: l'implant proporciona resultats satisfactoris a llarg termini i gairebé sense cap complicació si es cuida com cal. Tot i tenir un preu elevat, a la llarga resulta una alternativa econòmica ja que requereix menys reemplaçaments que altres opcions. Aquesta durabilitat és un motiu de pes ja que el 95% dels implants dentals continuen funcionant al cap de 15 anys [4].

Altrament, existeix dins del món de l'odontologia una **evidència clínica** basada en l'experiència que diu el següent: els implants amb la corona de material ceràmic són els que trenquen abans, i a més ho fan per la zona de l'os. Així que un dels objectius d'aquest treball és desmentir o confirmar aquesta evidència.

En aquest cas el mètode seleccionat per a trobar les tensions i deformacions d'un implant 3D ha estat el Mètode dels Elements Finits (MEF). Ara bé, cal esmentar que en l'actualitat existeixen altres mètodes revolucionaris amb els quals es podran comparar els resultats obtinguts. Un d'ells és el mètode experimental *DIC* [5] (de l'anglès *Digital Image Correlation*): es tracta d'una tècnica innovadora i òptica que serveix per a mesurar el desplaçament i la deformació. El seu funcionament consisteix en comparar fotografies digitals d'una peça o proveta en diferents etapes de

deformació. Per a que funcioni correctament, prèviament s'ha de formar un conjunt de píxels a l'atzar i amb un cert nivell de contrast i intensitat (*Fig. 3*).

Fig. 3: Preparació d'una proveta per a la tècnica DIC

Imatge obtinguda del vídeo: https://www.youtube.com/watch?v=us_qo9n1hD0

Mitjançant el seguiment de blocs de píxels, el sistema pot mesurar el desplaçament superficial i construir camps de deformació vectorials i mapes de tensió tant en 2D com en 3D. Finalment es poden obtenir els gràfics de tots els resultats desitjats (*Fig. 4*).

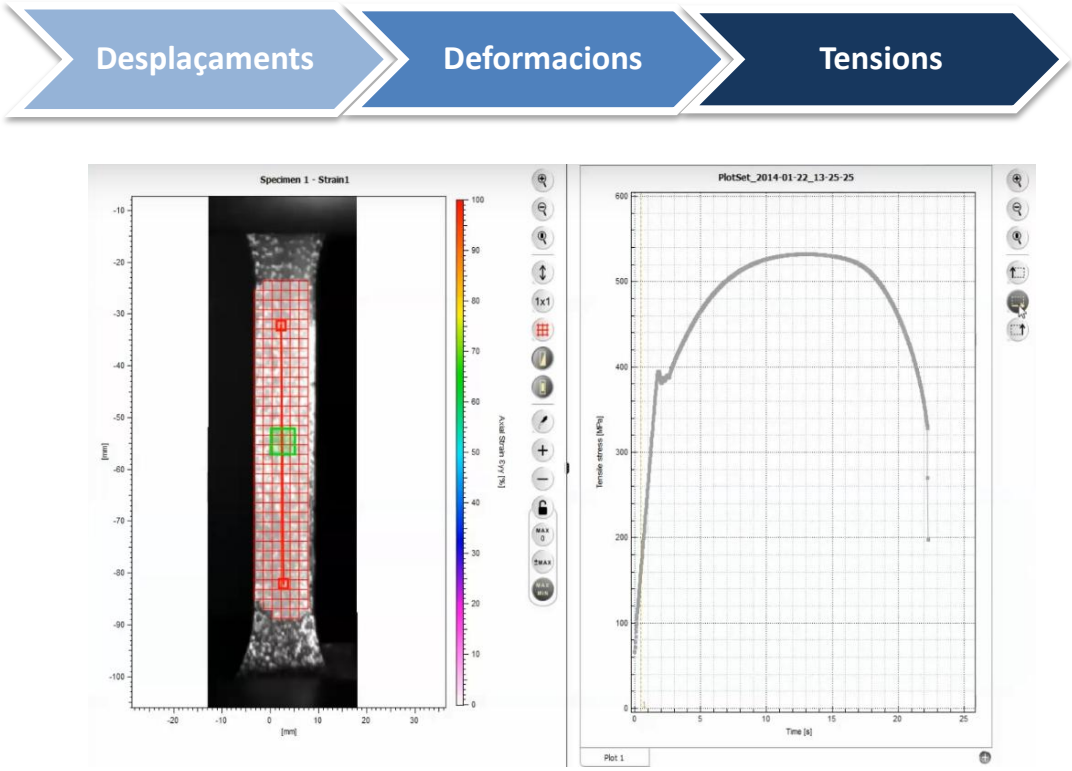


Fig. 4: Gràfic de Tensió [MPa] - Temps [s] resultant de la tècnica DIC

Imatge obtinguda del vídeo: https://www.youtube.com/watch?v=us_qo9n1hD0

Ara bé, la tècnica experimental més important i amb la que es compararan els resultats d'aquest estudi és la **fotoelasticitat.** A l'ETSEIB es van realitzar diferents assajos de la tesi doctoral [11] que van consistir en:

Fig. 5: Mostres de la tècnica de la fotoelasticitat [11]

- Primerament es van omplir diferents motlles (*Fig. 5*) amb resina fotoelàstica i es van introduir implants dins la resina.

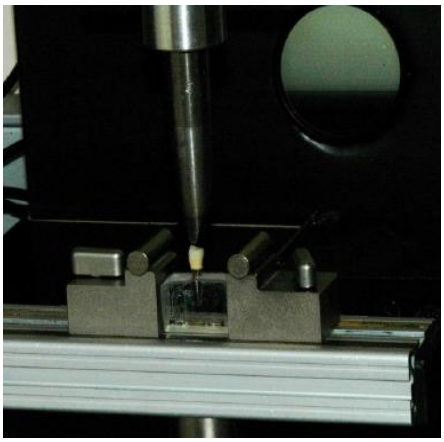


Fig. 6: Màquina d'assaigs universals [11]

- Posteriorment es va utilitzar la màquina d'assaigs universals (*Fig. 6*) per aplicar una força sobre l'implant.

- Mitjançant una llum polaritzada blanca es van anar agafant diferents fotografies en l'instant d'aplicació de la càrrega.

- Finalment es van llegir els resultats amb la taula de colors RGB.

- Motivació personal

En quant a l'aspecte personal, l'elecció d'aquest treball ha estat, en part, senzilla. De bon principi, s'ha tingut clara la intenció de realitzar el treball dins del departament de Resistència de Materials, degut a l'interès per a ampliar els coneixements en aquest camp. Durant el Grau en Enginyeria en Tecnologies Industrials, sempre que hi ha hagut la possibilitat d'escollir una assignatura (como por exemple Projecte I, Projecte II o les diferents optatives), han estat seleccionades les pertanyents a aquest departament. A més, durant els darrers dos anys s'ha realitzat el Màster amb la especialitat en Construcció i Estructures. Així doncs, tota l'estància personal en l'escola ha girat respecte el mateix eix.

Ara bé, l'elecció va ésser una mica més complicada dins dels diferents treballs oferts pels professors del departament de Resistència de Materials. Es van sondejar diversos temes amb els seus avantatges i els seus inconvenients. De tots ells, el més atractiu va ser el de l'estudi 3D de l'implant dental. Amb aquest, s'ha tingut la motivació personal de ser capaç d'aplicar els coneixements obtinguts durant el Grau i el Màster. També ha estat important el punt extra de resoldre per un mateix tots els dubtes i tenir

la capacitat d'analitzar i simular diferents situacions de càlcul que representin al màxim el que passa a la realitat, de la mateixa manera que es podria realitzar en el món laboral.

2. Presentació de l'implant dental

2.1 Antecedents històrics

Les dents han estat durant tota la història òrgans essencials per al desenvolupament de la humanitat. No tan sols són útils per a triturar els aliments i afavorir la digestió, sinó que permeten una correcta fonació i tenen un paper social fonamental ja que aporten una component estètica. Per aquests motius, ja des dels inicis de la història de la humanitat, existia la preocupació de substituir les dents perdudes per algun tipus de material.

Un dels primers indicis que es troben d'aquests actes data de fa nou mil anys, pertanyent al neolític. Es tracta de la troballa a Algèria d'un crani d'una dona el qual presenta un fragment de falange d'un dit inserit a l'alvèol del segon premolar superior dret per tal de simular una dent. S'ha demostrat que aquest implant va ser introduït posteriorment a la mort de la dona, fet que mostra l'importància que ja tenia l'estètica dental fins i tot desprès de la vida en una societat tan antiga [6].

Ara bé, els primers indicis trobats sobre un implant en vida pertanyen a la cultura maia. A Hondures es va descobrir una mandíbula de l'any sis-cents amb tres fragments de petxines introduïts als alvèols (*Fig. 7*). Estudis radiològics van determinar la formació d'os al voltant dels primitius implants, fet que demostra que l'operació es va realitzar durant la vida de l'individu. També s'han trobat operacions similars a la cultura egípcia on s'implantaven dents humanes, d'animals, pedres i metalls preciosos. Totes les formes d'implants antics que s'han trobat utilitzaven els alvèols com a suport per introduir els implants, fet que suposa una mala fixació ja que no s'immobilitzava l'implant de cap manera.

Fig. 7: Implant dental maia considerat el més antic del món

Imatge obtinguda de: http://selenitaconsciente.com/?m=20130530

Durant l'Edat Mitjana i l'Edat Moderna [7] es van anar introduint noves tècniques per trobar solució al problema dental encara que totes sense gaire èxit. Els implants artificials fabricats en plom o ceràmica no s'adherien a la mandíbula i provocaven infeccions bucals que sovint conduïen a la mort del pacient.

No és fins el 1952 quan el **Dr Branemark** descobreix accidentalment que el titani s'adhereix a l'os amb relativa facilitat. El cirurgià suec Branemark estava duent a terme un experiment per a observar el procés de cicatrització òssia. Per a poder veure de

manera microscòpica la medul·la òssia en el procés de regeneració, va inserir un cilindre de titani en la pota d'un conill. Un cop va finalitzar l'experiment, va intentar retirar el tros de titani implantat però no va poder ja que s'havia format os en contacte amb el material. El procés d'integració del teixit ossi amb el material es va denominar **osteointegració**.

A partir d'aquest fet l'odontologia va donar un pas de gegant i es va entendre l'importància de comprendre l'osteointegració dels materials implantats en la mandíbula humana. Avui en dia l'innovació tecnològica i científica juguen un paper crucial en l'implantologia. Els darrers progressos s'han focalitzat en l'estudi de materials i de tècniques per a millorar la qualitat i l'ancoratge dels implants.

2.2 Estudi de precedents. Estat de l'art

Amb l'objectiu de solucionar el problema de la pèrdua de dents, es disposa d'un ampli ventall de possibilitats en la situació actual de mercat. A trets generals existeixen quatre grans grups que donen solució a la recuperació de les dents [8]. Un d'ells és l'implant dental, que a la vegada es subdivideix en diferents tipus segons la seva funció, forma o lloc d'implantació (*Fig. 8*):

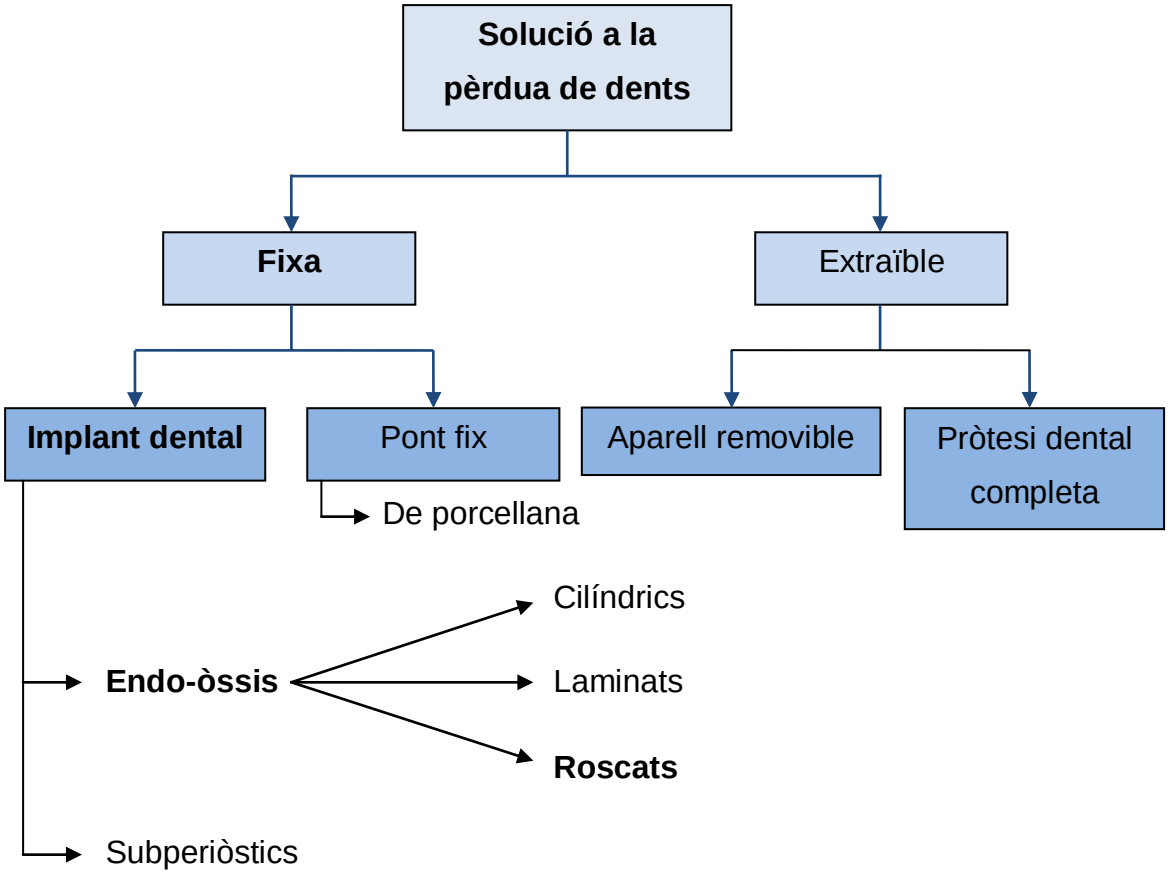


Fig. 8: Classificació dels implants dentals

● **Implant dental:** peces metàl·liques o de porcellana que substitueixen l'arrel de les dents naturals. Els implants es col·loquen a l'os i les dents artificials o corones es fixen en ells *(Fig.9)*. Es tracta de la solució més sol·licitada i la que té una vida útil major.

Fig. 9: Implant dental

Segons la posició d'implantació es consideren principalment dos tipus d'implants dentals [9]:

- Endo-òssis:

  Es basen en la osteointegració, és a dir, es col·loquen quirúrgicament en els ossos maxil·lars o el de la mandíbula. Quan l'implant ja es troba a punt i l'osteointegració ha finalitzat, es procedeix a la inserció de la corona. Aquest tipus d'implant és el més utilitzat en l'actualitat. Existeixen diverses formes de l'implant endo-òssi:

  - Cilíndrics: s'integren a l'os mitjançant unes petites perforacions que permeten a l'os desenvolupar-se en el seu interior i fixar-se. Aquest procés acostuma a ser lent degut a que l'os s'ha d'integrar poc a poc, de manera que no són gaire utilitzats.
  - Laminats: únicament utilitzats per a substituir un incisiu central en el nivell del maxil·lar superior, quan l'os és bastant ample i profund.
  - Roscats: és el més utilitzat avui en dia. L'implant presenta forma de cargol, de manera que s'augmenta la superfície de contacte entre l'implant i l'os i a la vegada es redueix les forces de compressió a la base. Està elaborat amb el titani, un material biocompatible.

- Subperiòstics (juxta-òssis):

  Consisteixen en un marc metàl·lic situat sobre l'os de la mandíbula just per sota del teixit de les genives. Així doncs, tenen la forma de la vora de l'os per a poder ésser fixats adequadament.

● **Pont fix:** la també anomenada pròtesi parcial fixa s'utilitza per a restaurar la pèrdua de dents i geniva, fixant-la en les dents veïnes (*Fig. 10*) i cimentant-la en el lloc

adequat. L'estructura de pont fix pot ésser elaborada amb material ceràmic o metàl·lic. El més utilitzat és el de porcellana.

Fig. 10: Pont fix

Imatge obtinguda de: http://www.dentalclinics.com.ar/protesisdental.php

Fig. 11: Aparell removible

Imatge obtinguda de:

http://protesisdentales.org.es/removibles

● **Aparell removible:** les també conegudes com a pròtesis parcials removibles (*Fig. 11*) s'utilitzen per a reposar peces dentals perdudes i geniva. La diferència amb el pont fix és que en aquest cas no es cimenten, de manera que ofereixen al pacient la possibilitat de retirar l'aparell.

● **Pròtesi dental completa:** la coneguda comunament com a dentadura postissa (*Fig. 12*) és un aparell extraïble destinat a substituir totes les peces dentals d'un arc complet (superior o inferior) així com l'estructura de recolzament formada per la geniva i l'os.

Fig. 12: Pròtesi dental completa

Imatge obtinguda de:

http://clinicadentaltorreromeu.com/?page_id=1445

2.3 Implant dental a estudiar

De tots els tipus d'implants dentals esmentats anteriorment, l'implant que s'estudiarà en aquest projecte serà del tipus **endo-òssi roscat**. Aquest tipus d'implants s'introdueixen a l'os alveolar amb l'objectiu que l'os sigui capaç de créixer al voltant del cargol i es fixi mecànicament. Presenta un aspecte de cargol per tal d'augmentar la superfície de contacte i distribuir les forces per tot el cos de l'implant, intentat que no es produeixin forces de compressió elevades a la base de la pròtesis.
L'implant d'estudi ha estat proporcionat per l'empresa MIS Implants Technologies Ltd i es troba al mercat des de l'any 2013. Consta de tres parts fonamentals (*Fig. 13*):

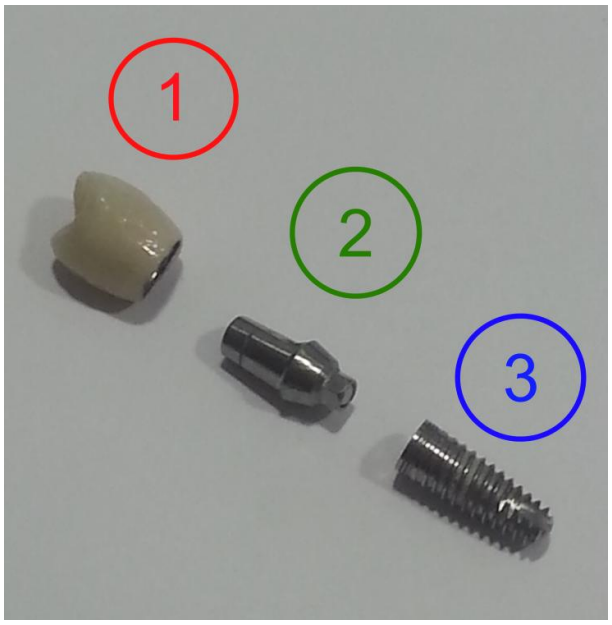


Fig. 13: Diferents parts de l'implant dental

1) La **corona** dental, és la part visible de l'implant un cop inserit i sol estar feta de material metàl·lic, ceràmic o composite. Varia la forma segons el tipus de dent que hagi de substituir i solen estar fetes a mida del pacient per intentar una millor integració estètica dins la dentadura.

2) El **pilar**, és la part central de l'implant (conjunt). Serveix d'unió entre el cos i la corona. Poden ser de diferents tipus en funció de com estigui unida la corona al pilar. Pot estar cargolada a la corona o bé, com en el cas d'estudi, de forma cimentada. Per altra banda, el pilar està unit al cos a través d'un cargol pretesat.

3) L'**implant** o cos, és la part que s'encarrega de fixar a l'os i normalment té forma de cargol. En la majoria dels casos sol ser d'aliatges de titani per afavorir l'osteointegració. Concretament, el cargol amb el que es farà l'estudi és el C1-11420 de la gamma C1 de MIS Implants Technologies Ltd (*Fig. 2*). Té forma cònica i una rosca de dos canals. La seva longitud és de 11,50mm, i el diàmetre va des de Ø4,20 a la part més ampla a Ø3,60 a la part més estreta [10]. La part inferior del cargol té forma arrodonida per suavitzar les tensions de compressió que puguin aparèixer en aquesta zona. El cargol està fet de l'aliatge Ti-6Al-4V ELI recobert amb una fina capa d'òxid de titani TiO2 de morfologia porosa per tal de millorar l'osteointegració.

2.4 Materials

Abans de dur a terme la simulació cal obtenir informació sobre les característiques mecàniques dels materials utilitzats. Per obtenir aquesta informació es poden realitzar assajos destructius dels materials d'estudi. Degut a l'elevada dificultat econòmica d'obtenir provetes dels materials amb que ha estat fabricat l'implant, les dades que es presenten a continuació s'han obtingut de forma bibliogràfica. Per tant, s'assumeix que hi haurà una variació entre els resultats de la simulació amb la situació real de l'implant a causa de que les dades utilitzades en l'estudi poden diferir de la realitat.

Cal recordar que aquest projecte és una ampliació d'un estudi de l'implant en 2D. Així que per tal de poder comparar els resultats entre la simulació en 3D i en 2D s'han agafat les mateixes propietats mecàniques de tots els materials utilitzats en l'estudi [1]:

- D'una banda, doncs, s'ha escollit la **resina epoxy** per a simular l'os humà, ja que presenten característiques mecàniques similars i serà útil per a comparar els resultats amb els de la fotoelasticitat.
- El cos i el pilar de l'implant proporcionat és d'un **aliatge de titani**, concretament la Ti-6Al-4V ELI i recobert d'una fina capa d'òxid de titani. Al projecte paral·lel realitzat a l'ETSEIB s'han utilitzat corones de quatre materials diferents per fer els assajos, per tant ha estat necessari l'obtenció d'algunes de les seves característiques mecàniques. Totes les dades han estat facilitades a partir dels catàlegs dels fabricants de les corones utilitzades en un anterior estudi experimental [11].
- S'estudiaran **quatre tipus de materials** diferents per a la corona:
    - La corona **metàl·lica** va ser fabricada amb el compost Cr-Co (SP2 Heraenium Pw Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Alemanya) [12], format per cobalt, crom, molibdè i tungstè (MET).
    - La corona de metall-**ceràmic** està fabricada amb el compost Cr-Co (LaserPFM, Renishaw, Regne Unit) i la ceràmica Vita 3D Master (Vita, Alemanya) (MCER) [13] .
    - La corona de **metall-composite** està formada pel compost Cr-Co (LaserPFM, Renishaw, Regne Unit) i el composite BioXFill (Micro Mèdica, Itàlia) (MCOM) [14].
    - La corona de **fibra de carboni-composite** va ser fabricada amb BioCarbon Bridge (Micro Mèdica, Itàlia) y composite BioXFill (Micro Mèdica, Itàlia) (FCOM) [14].

Les propietats dels diferents materials d'estudi queden resumides de la següent manera (*Taula 1*):

Material	Mòdul de Young [MPa]	Coeficient de Poisson	Densitat [g/cm³]
Ti-6-Al-4V ELI	113800	0,342	4,43
Resina Epoxy	3000	0,300	1,20
MET	208000	0,310	8,90
MCER	69000	0,280	2,50
MCOM	22000	0,300	8,30
FCOM	300000	0,300	1,40

Taula 1: Propietats del materials d'estudi [1]

3. Obtenció de la geometria

Previ a l'estudi de tensions i deformacions de l'implant dental cal adquirir una geometria acurada en 3D de la pròtesis, de manera que sigui el més semblant possible a la realitat. Per aconseguir-la s'han seguit els següents passos:

3.1 Escanejat 3D de l'implant

Partint de la disponibilitat de l'implant dental (format per la corona, l'implant i el pilar de manera individual) cedit per l'empresa MIS Implants Technologies Ltd es van valorar diferents opcions per a obtenir la geometria en tres dimensions. Entre elles destacaven el Laboratori Dental de Mataró i el Centre CIM. Malauradament, el Centre CIM no disposava dels mitjans per a realitzar un escanejat 3D d'alta definició per a peces tant petites. No obstant, van suggerir com a recomanació l'empresa on finalment es va realitzar l'escanejat 3D d'aquest projecte: AsorCAD (*Fig. 14*).

Fig. 14: AsorCAD

Imatge obtinguda de:

http://www.asorcad.es/

AsorCAD és una empresa d'enginyeria situada a Mollet del Vallès que disposa de serveis d'escanejats en 3D, enginyeria inversa, disseny del producte i utillatges, tractament de núvols de punts i metrologia 3D.

Es van encarregar d'obtenir la geometria de les tres petites peces: corona, implant i pilar. El procediment que es va dur a terme va ser el següent (Fig. 15):

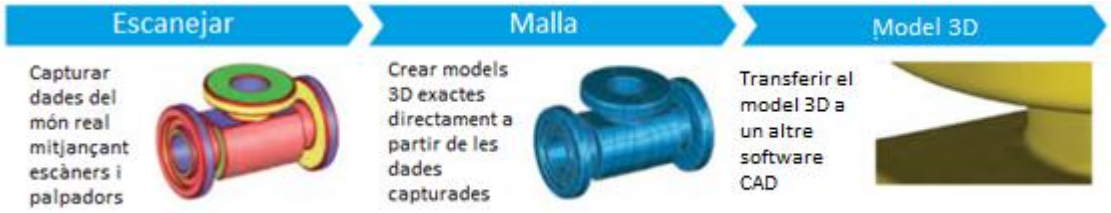


Fig. 15: Passos seguits per a obtenir la geometria

- Escanejat mitjançant l'ús d'un equip de Geomagic Capture Mini (*Fig. 16*) per a Wrap: disposa de plat rotatori i està fet sense intervenció manual. Ara bé, si s'hagués desitjat una major resolució de les parts més conflictives (com podria ésser la part roscada de l'implant) s'hauria de realitzar un millor escanejat, que en aquest cas se sortia del pressupost del projecte.

Fig. 16: Geomagic Capture Mini

- Tractament de la malla amb Geomagic Wrap: edició del núvol de punts i ràpida creació del model poligonal precís basat en les dades de l'escanejat 3D anterior.

- Obtenció d'un fitxer CAD utilitzant la funció autosurfs: permet convertir el model poligonal obtingut a un model de superfícies o sòlids amb un seguit d'extensions com *IGES, STEP, SAT, Parasolid, Pro/ENGINEER*...

3.2 Tractament de la geometria amb SolidWorks

Es van rebre dos arxius de part de l'empresa AsorCAD en format STEP: un de la corona i l'altre format pel conjunt implant i pilar. Els canvis que es van realitzar amb el programa *SoidWorks* a partir d'aquests arxius van ser els següents:

- L'arxiu que contenia el conjunt format pel cos i el pilar superposats presentava una sèrie de característiques que no eren les idònies per a poder treballar correctament (*Fig. 17*):

  - En primer lloc, la part superior del pilar que va unida a la corona estava digitalitzada correctament. Ara bé, la cavitat de la corona no presentava la mateixa forma cònica amb un mecanitzat, sinó que era del tot cilíndrica.

  - En segon lloc, es va analitzar l'hexàgon del pilar que està en contacte amb l'implant i que funciona com un cargol pretesat. Un cop el pilar s'uneix amb el cos, aquest hexàgon queda a l'interior i no es veu.

- En darrer lloc, la part roscada no s'assimilava gens a la de l'implant real ja que el tipus d'escanejat 3D utilitzat no permetia poder obtenir aquest roscat cònic amb precisió.

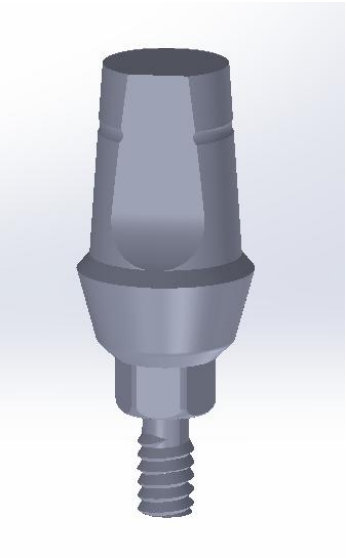


Fig. 17: Sòlid pilar i cos inicials

Fig. 18: Sòlid pilar i cos finals

Tots aquests desajustos es van acabar solucionant de la següent manera (*Fig. 18*), respectivament:

- Es va substituir la part superior del pilar per un cilindre de les mesures concretes per a que encaixés correctament en la cavitat de la corona. Es va simplificar aquesta part ja que no és una zona important d'estudi.
- Es va eliminar l'hexàgon i en el seu lloc es va posar la part cilíndrica que es veu exteriorment.
- Es va dibuixar de nou tota la part roscada obtenint amb un peu de rei totes les mesures (*Fig. 19*) i comprovant que efectivament mesuressin el que indicava el catàleg de MIS Implants Technologies Ltd. Un cop conegudes totes les dimensions es va executar la opció "Hèlix/Espiral" que ofereix el programa *SolidWorks*.

Fig. 19: Mesura de la longitud de l'implant amb un peu de rei

- Un cop retocada pertinentment tota la geometria, es va procedir a l'assemblatge (*Fig. 20*) de la corona amb el conjunt pilar i cos, fent coincidir les

superfícies cilíndriques de la cavitat de la corona amb la de la part superior del pilar.

Fig. 20: Assemblatge de l'implant dental complet

Finalment es va guardar en un format (en aquest cas, *IGES*) que fos compatible amb el programa de simulació *Ansys Workbench*.

3.3 Importació a *Ansys Workbench*

En el programa *Ansys Workbench* i després de seleccionar un sistema d'anàlisi concret (estàtic, transitori, harmònic, modal...), el següent pas és generar una geometria. En aquest cas s'ha importat la geometria creada amb el SolidWorks (l'assemblatge en format *IGES* de l'apartat anterior).

S'ha optat per dibuixar mitjançant l'opció *'Sketching'* el rectangle en tres dimensions que simula l'os en el que va inserit l'implant. Les seves dimensions són de 30 mm de llargària, 14 mm d'amplada i 20 mm d'alçada. S'ha posicionat la resina de manera que l'implant estigués situat al centre i s'ha utilitzat l'opció *'Cut Material'* per a fer un forat en la resina amb la forma de la rosca de l'implant.

Respecte al sòlid individual format pel pilar i el cos en el *SolidWorks*, s'ha decidit crear un pla constructiu que servís per a tallar la peça en dues i així poder treballar amb el pilar i l'implant de manera independent.

En el moment que s'importa una geometria o que es crea un sòlid, s'ha d'especificar si es desitja que es fusioni amb altres sòlids adjacents formant un de sol (*'Add material'*) o si es volen considerar tots els cossos com a independents (*'Frozen'*). En aquest cas s'han generat de manera que siguin independents tots els sòlids. Per tant, s'han considerat quatre sòlids diferents en aquest estudi (*Fig. 21*): la corona, el pilar, l'implant i la resina.

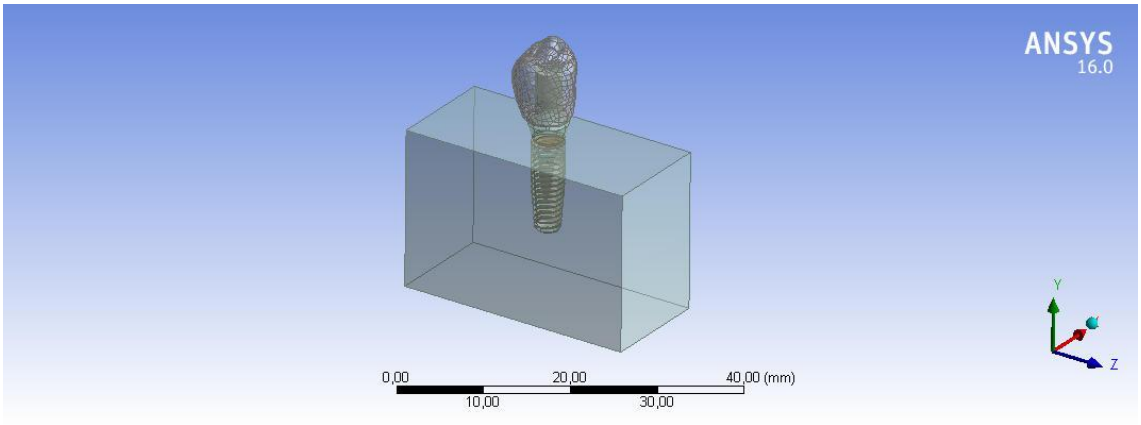


Fig. 21: Geometria resultant en l'Ansys Workbench

4. Mètode dels elements finits

Amb la realització d'aquest estudi es pretenen simular les tensions mecàniques dins d'un cos que esta sotmès a unes certes càrregues i unes condicions de contorn. Convé introduir-lo en un marc teòric per tal d'establir unes idees inicials sobre l'obtenció de resultats de les simulacions. El programa informàtic utilitzat per l'estudi estàtic i dinàmic és *Ansys Workbench 16.0.* El software permet predir com actuarà un cos dins d'un entorn on s'intenta aproximar al màxim la realitat. Encara que l'abast d'aquest programa és molt ampli ja que es poden realitzar diversos tipus d'anàlisis (estructurals, electromagnètics, de fluids...), en aquest projecte només s'utilitzarà *Ansys Workbench Structural*. Aquest programa està dissenyat per treballar utilitzant el mètode dels elements finits. És una de les eines més conegudes i utilitzades a nivell d'enginyeria i física que existeix en el mercat, encara que hi ha una gamma molt ampla de programari (ABAQUS, Samcef...) que també utilitza els elements finits per dur a terme la simulació. Gràcies a l'evolució de l'informàtica en les darreres dècades s'ha aconseguit augmentar la capacitat computacional, de manera que ha fet possible que els ordinadors siguin capaços de treballar amb una gran quantitat d'equacions i poder resoldre simulacions molt complexes. De totes formes cal recordar que el mètode d'elements finits es pot resoldre manualment en casos molts simples on no hi hagi un elevat nombre d'equacions.

En aquest cas, el mètode dels elements finits consisteix en obtenir una solució numèrica del problema elàstic. Fent un molt breu resum, aquest mètode divideix el domini sobre el que es vol realitzar la simulació en un nombre elevat d'elements. Aquests estan definits per una sèrie de punts (anomenats nodes) que a la vegada formen una unió anomenada malla. És de vital importància la grandària i la forma de la malla, ja que els resultats de la simulació depenen directament d'aquesta. Per fer una idea general, quant més complexa sigui la malla, s'obtindran uns resultats més propers a la realitat, però per contra, la computadora requerirà un major temps per trobar la solució a totes les equacions i fins i tot pot arribar a no convergir en cap solució. Per tant, cal trobar un equilibri a l'hora de crear el mallat, i aquesta tasca depèn dels coneixements i experiència de l'usuari. Cal entendre per tant, que la majoria dels errors que puguin sorgir en els resultats no són deguts a la resolució del mètode en sí mateix, sinó que segurament vindran donats per l'element finit que hagi estat escollit per dur a terme aquest estudi. També és habitual obtenir discordances grans entre els resultats de la simulació i la realitat ja que l'usuari ha d'especificar certes propietats dels materials del domini a estudiar i ha d'assignar unes condicions de contorn. Això

pot ser una font elevada d'errors si no és te cura de les dades proporcionades al programa.

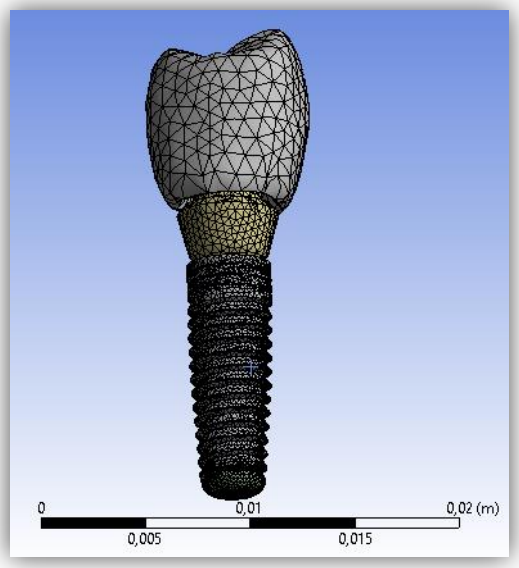


Fig. 22: Mallat ideal de l'implant

Tot i que no hi ha una solució única i òptima a l'hora de mallar i com ja s'ha esmentat depèn del problema i l'usuari es poden establir unes idees fonamentals. Per tant, un usuari experimentat utilitzaria un mallat variable, utilitzant un nombre major d'elements en aquelles zones més crítiques com ara les arestes o vèrtex i utilitzaria elements d'una grandària major en zones on s'espera que no hagi problemes. En el cas concret de l'implant dental, la malla ideal consistiria en utilitzar més elements i de menor grandària en el punt d'aplicació de la càrrega i en la part roscada (principalment en el vèrtex inferior) i un nombre menor d'elements més grans a les altres parts (*Fig. 22*).

5. Estudi estàtic

Com s'ha esmentat en els anteriors punts d'aquest projecte, les diferents simulacions estàtiques que es duran a terme a continuació provenen de la necessitat de contrastar els resultats amb un projecte de simulació anteriorment realitzat a l'ETSEIB [1]. Aquest projecte a la vegada comparava els resultats amb un estudi experimental que determinava les línies isocromàtiques que sorgien a una proveta de resina quan se li aplicava una càrrega. Així doncs, l'objectiu serà comparar els resultats de simulació amb els obtinguts en el cas 2D i en l'estudi fotoelàstic de les línies isocromàtiques. A aquest estudi estàtic se l'anomenarà també **cas de referència**.

L'estudi experimental consisteix en l'aplicació d'una força vertical de 300 N (aproximadament uns 30 kg) sobre la superfície de la corona d'un implant dental. L'implant es troba de manera vertical com en l'ús real dins de la mandíbula inferior i està muntat sobre una proveta de resina epoxy que simula l'os. Aquesta té forma prismàtica rectangular amb unes dimensions aproximades de 30x14 mm de base i 20 mm d'alçada. La geometria de la proveta ofereix estabilitat suficient per poder aplicar-hi una força compressiva vertical ja que la base de la proveta és plana.

En quant a la simulació, s'aplicaran totes aquestes condicions de contorn i es resoldrà per acabar obtenint les deformacions i les tensions mecàniques existents en l'implant degut a aquesta força externa. Aquest procediment es durà a terme per a cadascun dels quatre tipus de materials d'estudi de la corona. D'aquesta forma es pot determinar si l'utilització del tipus de material en la fabricació de la corona implica unes tensions diferents sobre l'os mandibular.

5.1 Procés de realització del càlcul estàtic

Introducció de les propietats dels materials:

El primer pas realitzat en el programa *Ansys Workbench 16* ha estat la importació de la geometria, explicada detalladament en l'apartat 3.3 d'aquest treball. El següent pas, doncs, és introduir les dades dels materials que s'utilitzaran (*'Engineering data'*). En aquest apartat s'han creat sis materials nous (els que es van introduir en la *Taula 1* de l'apartat 2.4), assignant-li a cada material la seva densitat, Mòdul de *Young* i coeficient de *Poisson* (*Fig. 23*).

Project / A2:Engineering Data

ources

Outline of Schematic A2: Engineering Data

	A
1	Contents of Engineering Data
2	Material
3	FCOM
4	MCER
5	MCOM
6	MET
7	RESINA EPOXY
8	TITANIO
*	Click here to add a new material

Properties of Outline Row 6: MET

	A	B	C
1	Property	Value	Unit
2	Density	8,9	g cm^-3
3	Isotropic Elasticity		
4	Derive from	Young's Mo...	
5	Young's Modulus	2,08E+05	MPa
6	Poisson's Ratio	0,31	
7	Bulk Modulus	1,8246E+11	Pa
8	Shear Modulus	7,9389E+10	Pa
9	Field Variables		

Fig. 23: Propietats dels materials afegides

Un cop definits els materials cal obrir la finestra del pre-procés (*'Model'*) i assignar cada geometria al seu material. És a dir, atribuir-li el material creat TITANIO al pilar i l'implant; MET, MCER, MCOM ó FCOM a la corona i la RESINA EPOXY a la resina.

Element utilitzat:

A l'hora de realitzar el mallat cal recordar que la complexitat de la malla és directament proporcional a uns resultats més propers a la realitat i alhora a un major temps computacional. L'element seleccionat per a simular correctament tots els sòlids que es volen estudiar és el **tetraedre de 10 nodes**, anomenat en *Ansys Workbench* com a SOLID187:

<u>Descripció de l'element SOLID187</u>

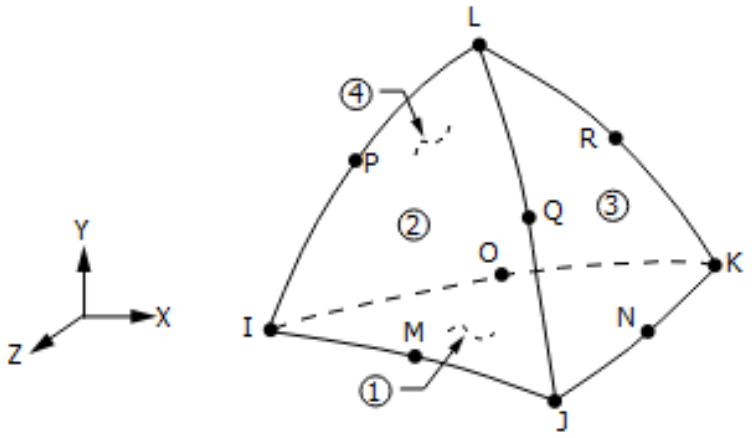


Fig. 24: Element escollit SOLID187

L'element SOLID187 (*Fig. 24*) és un element 3D format per 10 nodes. Té un comportament de desplaçament quadràtic i s'adapta bé a modelar malles irregulars (tals com les produïdes a partir de diversos sistemes CAD/CAM). L'ele ment es defineix per 10 nodes que tenen tres graus de llibertat en cada node: les translacions en les direccions x, y, z nodals. L'element té plasticitat, hiperelasticitat, fluència, rigidesa, gran desviació i grans capacitats de deformació. També té la capacitat de formulació mixta per a simulació de les deformacions dels materials elastoplàstiques gairebé incompressibles i materials hiperelàstics totalment incompressibles.

Mallat:

Un cop seleccionat i assignat l'element SOLID187, s'ha generat el mallat automàtic amb una rellevància de 100 (valor que pot anar del -100 al 100) per a veure quina grandària d'elements assignava automàticament el programa. Com es pot apreciar (*Fig. 25*), es tracta d'una malla amb un nombre elevat d'elements finits. Per tant, els resultats s'aproximaran més a la realitat. Ara bé, l'inconvenient que pot presentar aquest tipus de mallat és relatiu al càlcul computacional. Per a solucionar-ho, es va resoldre la simulació amb aquesta malla per tal de valorar l'acceptació de la mateixa i es va validar ja que el temps computacional va resultar moderat.

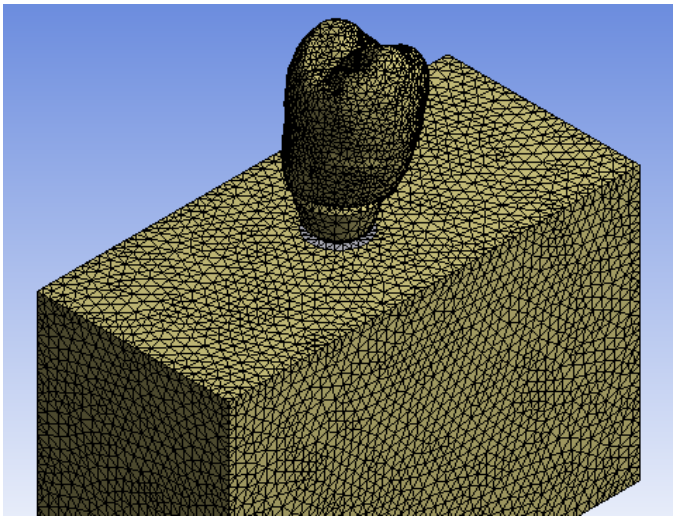


Fig. 25: Malla utilitzada per al càlcul estàtic

Paral·lelament, els contactes entre els diferents sòlids que formen la geometria també es van realitzar automàticament ja que únicament calia connectar les superfícies de contacte entre corona-pilar, pilar-implant i implant-resina.

Condicions de contorn:

L'últim pas abans de dur a terme la simulació és introduir les diferents condicions de contorn que impedeixin el moviment no desitjat de l'implant davant la sol·licitació d'una càrrega assignada. Per petició del client cal simular l'acció d'una força vertical de 300N sobre la corona, de manera que la proveta de resina resti fixa sobre una superfície plana horitzontal. Per crear aquestes condicions de contorn d'Ansys, s'aplica la força vertical sobre el node de la superfície exterior de la corona que es troba aproximadament en el punt més baix de la vall (Fig. 26).

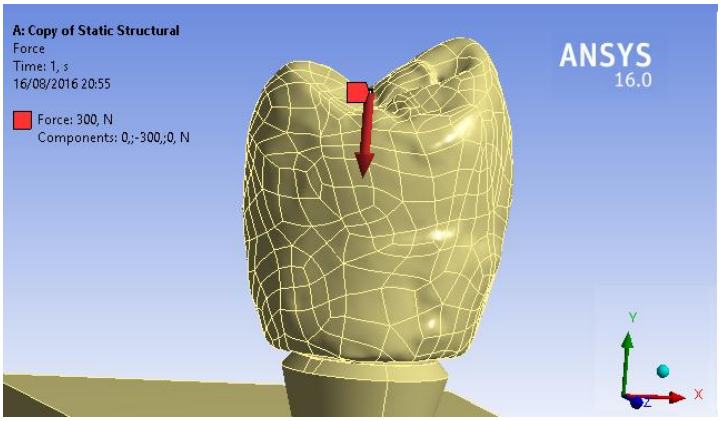


Fig. 26: Punt d'aplicació de la força

A més a més, s'han impedit els següents desplaçaments (*Fig. 27*): s'ha impedit que tota la superfície inferior de la resina es desplaci en la direcció *y* (*etiqueta B*); no s'ha permès que dues cantonades de la base es desplacin en *z* (*etiqueta C*) i s'ha impedit que una d'aquestes dues cantonades tampoc es pugui desplaçar en *x* (*etiqueta D*).

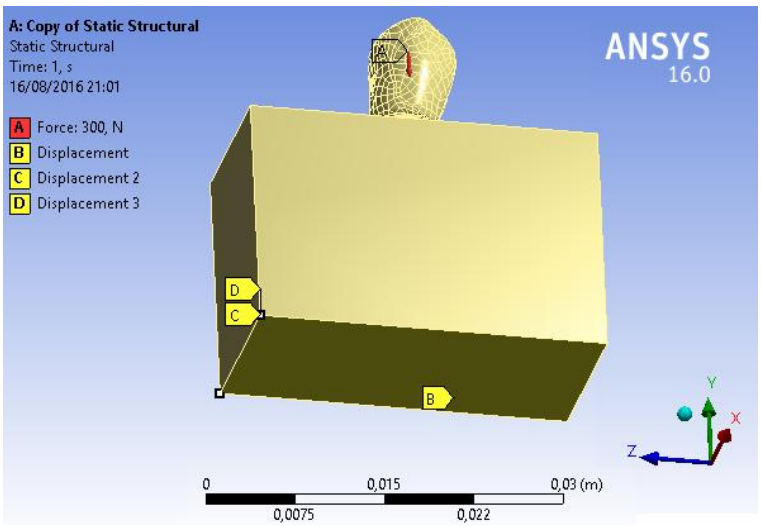


Fig. 27: Desplaçaments no permesos

5.2 Comparació dels resultats

La vista utilitzada per a mostrar tots els resultats (*Fig. 28*) correspon al pla mig de la proveta de manera que permet visualitzar els resultats en aquest pla 2D i la projecció del darrera.

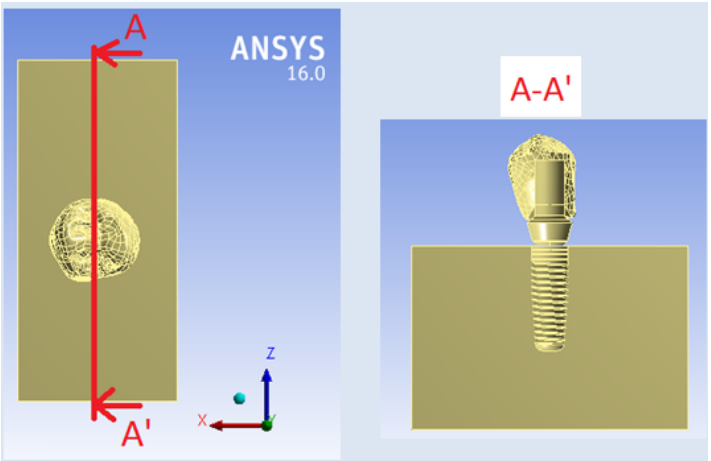


Fig. 28: Vista utilitzada per a mostrar els resultats

A continuació es realitza la solució matemàtica de l'anàlisi estàtic per a cadascun dels quatre materials de la corona. Els resultats que es mostraran seran els següents:

- **Tensió equivalent de von Mises**: són càrregues per unitat d'àrea que mostren la tensió resultant tenint en compte les tensions principals de la següent manera:

$$\sigma_{VM} = \sqrt{\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2}}$$

Les tensions principals són el resultat de diagonalitzar el tensor de tensions, és a dir, en lloc de representar alguna tensió tallant s'assumeix un eix de coordenades en el que les tensions resulten ser només normals (σ_1, σ_2 i σ_3 perpendiculars a cadascuna de les cares del diferencial de volum).

Aquesta és una bona manera de representar tot l'estat tensional d'un cos en 3D amb una única magnitud escalar.

- **Deformació total unitària**: es pot definir com la relació entre la deformació total i la longitud inicial de l'element:

$$L_0 = longitud\ del\ \cos inicial$$
$$L_F = longitud\ del\ \cos final$$

$$\varepsilon = \frac{L_F - L_0}{L_0}$$

Tot seguit es mostren les captures dels gràfics de solucions obtinguts en *Ansys,* diferenciant entre l'implant i la resina:

Tensió equivalent de *von Mises* a l'implant	
Valor màxim: $2{,}54 \cdot 10^9$ Pa	Valor màxim: $2{,}61 \cdot 10^9$ Pa

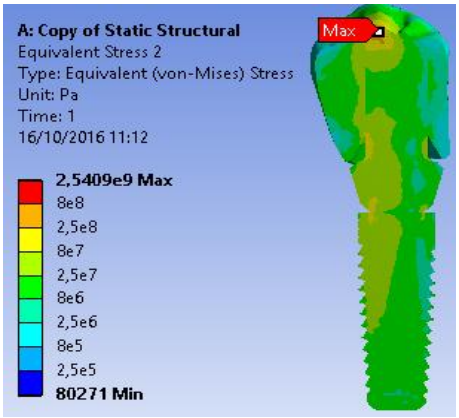
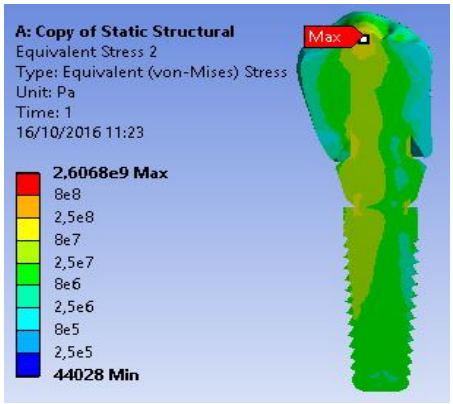

	

Fig. 29: Tensió de von Mises (MET)	*Fig. 30: Tensió de von Mises (MCER)*
Valor màxim: $2{,}60 \cdot 10^9$ Pa	Valor màxim: $2{,}55 \cdot 10^9$ Pa

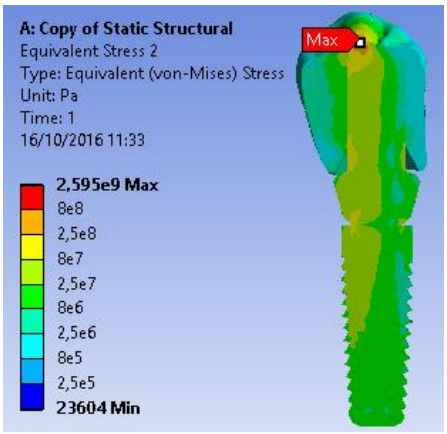
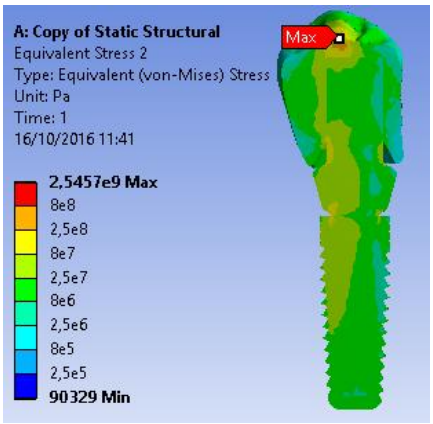

	

Fig. 31: Tensió de von Mises (MCOM)	*Fig. 32: Tensió de von Mises (FCOM)*

La tensió equivalent de *von Mises* en l'implant (en el punt d'aplicació de la càrrega) varia en funció del material de la corona. La màxima és de $2{,}61 \cdot 10^9$ *Pa*, és a dir, $2{,}61 \cdot 10^3$ *N/mm*^{2} i correspon a la corona de material metall-ceràmic (*MCER*).

Tensió equivalent de *von Mises* a la resina	
Valor màxim: $1{,}07 \cdot 10^7$ Pa	Valor màxim: $1{,}07 \cdot 10^7$ Pa

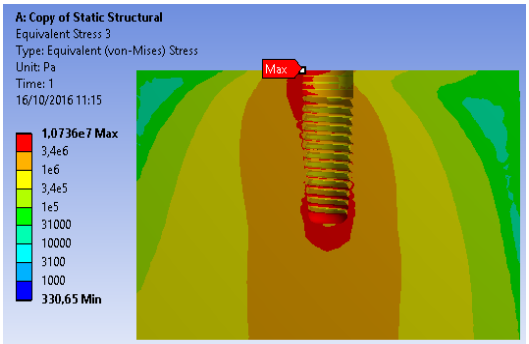
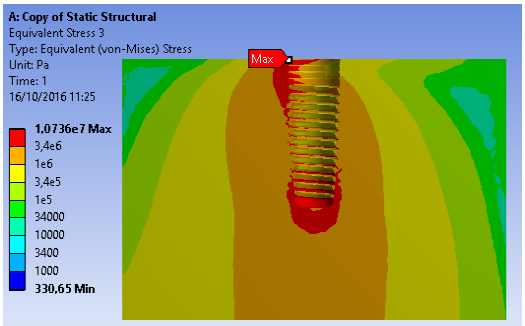

	

Fig. 33: Tensió de von Mises (MET)	*Fig. 34: Tensió de von Mises (MCER)*

Valor màxim: $1{,}07 \cdot 10^7$ Pa	Valor màxim: $1{,}07 \cdot 10^7$ Pa

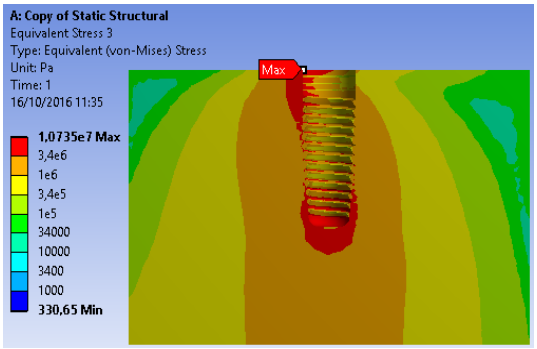
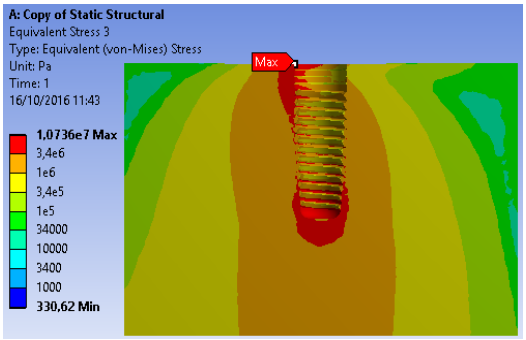

	

Fig. 35: Tensió de von Mises (MCOM)	*Fig. 36: Tensió de von Mises (FCOM)*

No obstant, per a la resina, la tensió equivalent de *von Mises* es manté constant independentment del material de la corona.

El mateix comportament es repeteix en quan a les deformacions:

Deformació unitària total a l'implant	
Valor màxim: 0,038 m/m	Valor màxim: 0,119 m/m

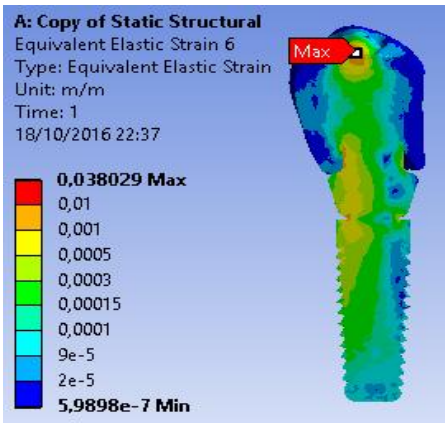
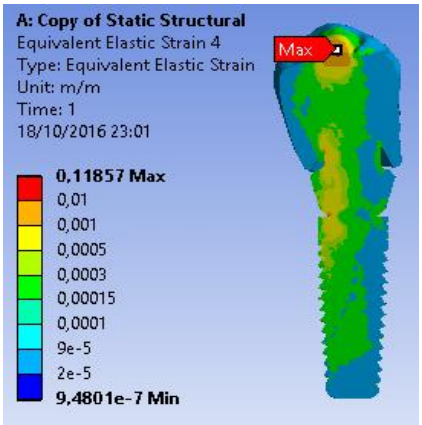

	

Fig. 37: Deformació unitària total (MET)	*Fig. 38: Deformació unitària total (MCER)*
Valor màxim: 0,364 m/m	Valor màxim: 0,027 m/m

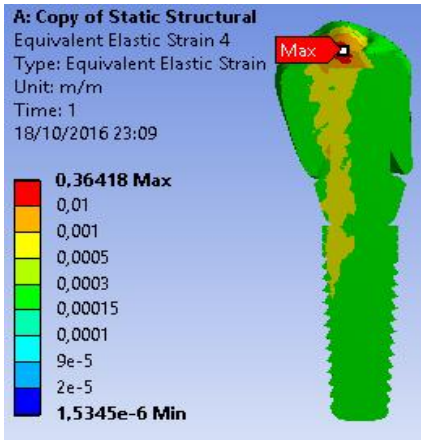
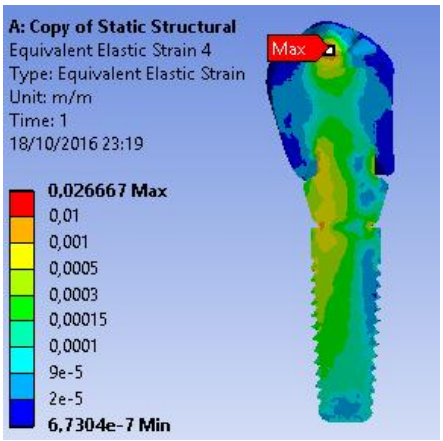

	

Fig.39: Deformació unitària total (MCOM)	*Fig. 40: Deformació unitària total (FCOM)*

La deformació unitària total de l'implant varia en funció del material de la corona. La màxima és de *0,364 m/m* (és deu vegades superior a la màxima deformació amb el material fibra de carboni-composite) i correspon a la corona de material metall-composite (*MCOM*).

Deformació unitària total a la resina	
Valor màxim: 0,004 m/m	Valor màxim: 0,004 m/m

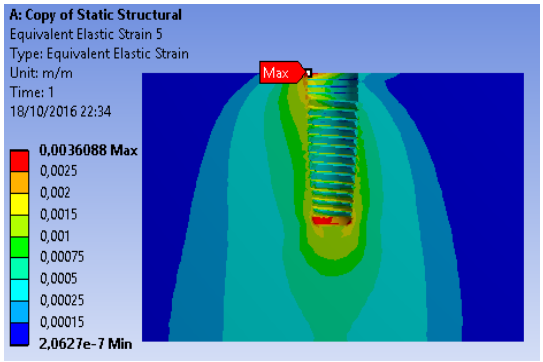
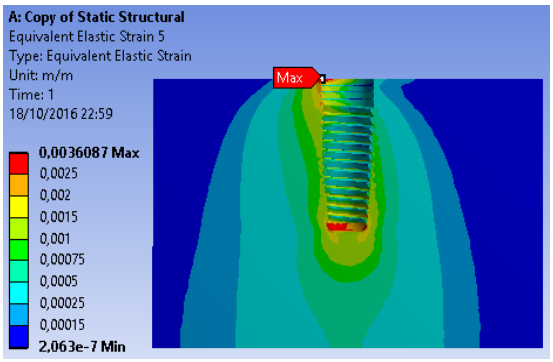

	

Fig. 41: Deformació unitària total (MET)	*Fig. 42: Deformació unitària total (MCER)*
Valor màxim: 0,004 m/m	Valor màxim: 0,004 m/m

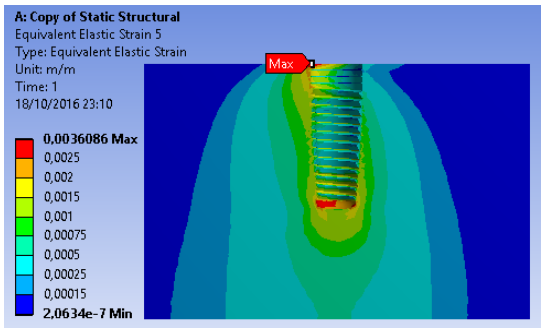
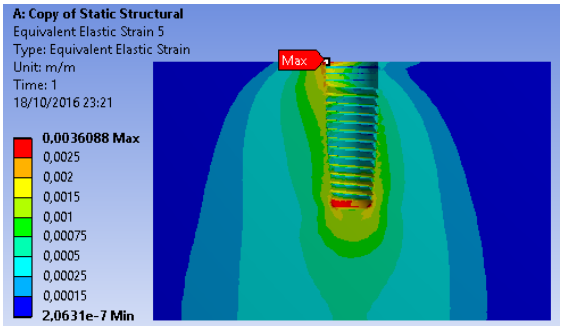

	

Fig.43: Deformació unitària total (MCOM)	*Fig. 44: Deformació unitària total (FCOM)*

No obstant, per a la resina, es mantenen les mateixes deformacions sigui quin sigui el material de la corona.

Així doncs, els valors de tensió equivalent de *Von Mises* i de deformació total unitària depenen del material de la corona en l'implant, però són totalment independents en la resina.

Tant la deformació unitària total com la tensió de *von Mises* màximes, independentment del material, es troben en la mateixa zona: el punt on s'aplica la força. Ara bé, si s'estudien les tensions produïdes en la simulació estàtica individualment per a cada cos, els punts on es troben els valors màxims o crítics (que seran d'un valor igual o inferior) són els següents:

Punts crítics de cada cos

Corona

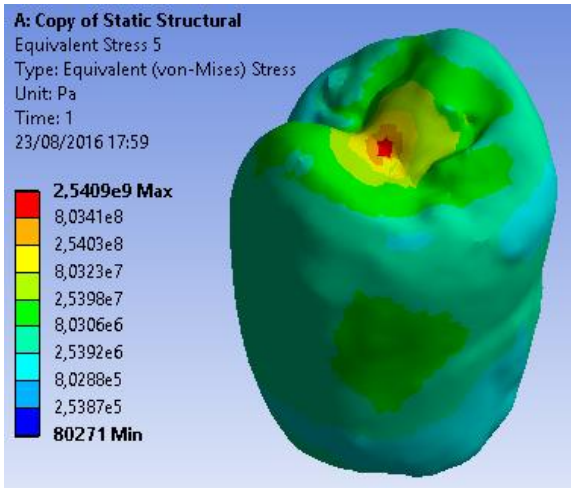


Fig. 45: Punt d'aplicació de la força

Pilar

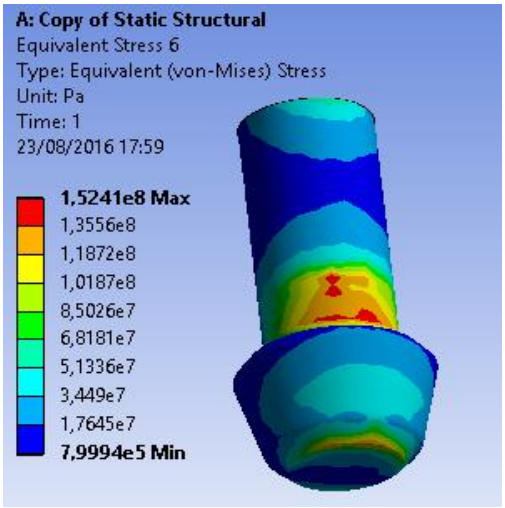


Fig. 46: Zona de contacte amb el cos

Implant

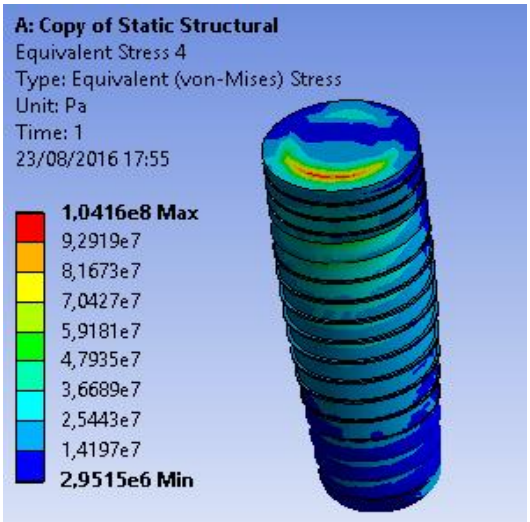


Fig.47: Zona de contacte amb el pilar

Resina

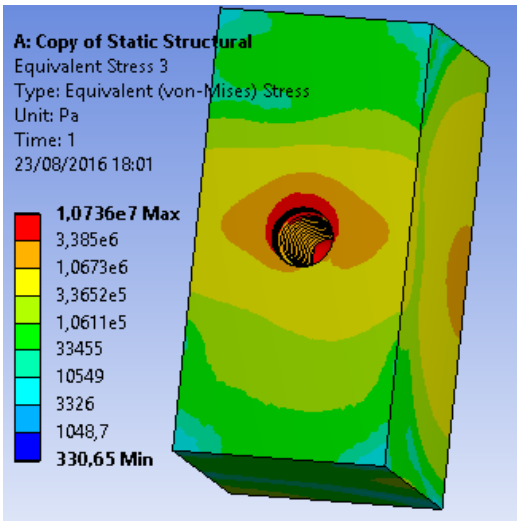


Fig. 48: Inici i final del forat roscat

6. Casos d'estudi

A continuació s'exposen cinc casos diferents per tal d'estudiar com afecten diferents situacions de càrrega sobre els resultats i intentar que aquests s'aproximin més a la realitat. Es compararan els resultats de cada cas per al mateix material (MET) amb el cas estàtic anterior que s'anomenarà el cas de referència.

6.1 Cas A: excentricitat del punt d'aplicació de la força

En aquesta situació de càrrega es representarà l'aplicació de la força en un punt descentrat de la corona i s'avaluarà l'efecte d'aquesta excentricitat, que en aquest cas és de 2,3 mm. El punt seleccionat correspon a una vall (*Fig. 49*).

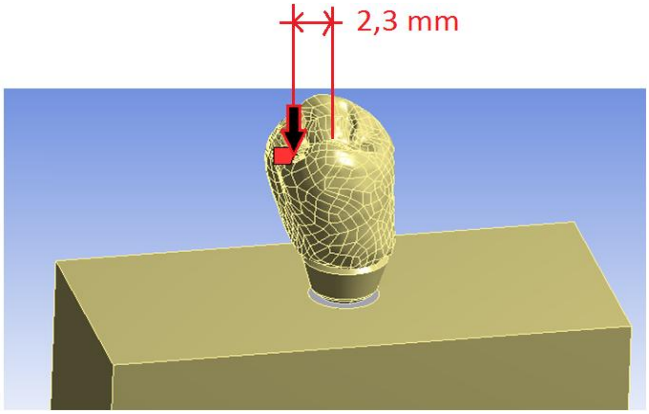


Fig. 49: Punt d'aplicació de la força excèntrica

<u>Resultats del cas A comparats amb el cas de referència:</u>

Tensió equivalent de *von Mises (Cas A)*	
Cas A	**Cas de referència**
Valor màxim: $3{,}67 \cdot 10^9$ Pa	Valor màxim: $2{,}54 \cdot 10^9$ Pa

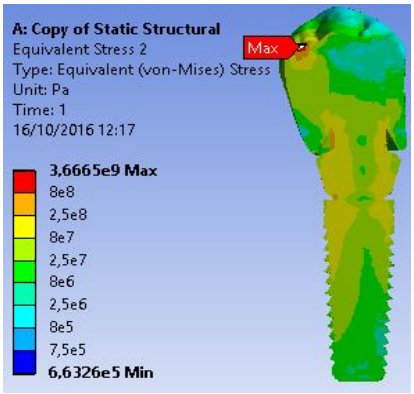
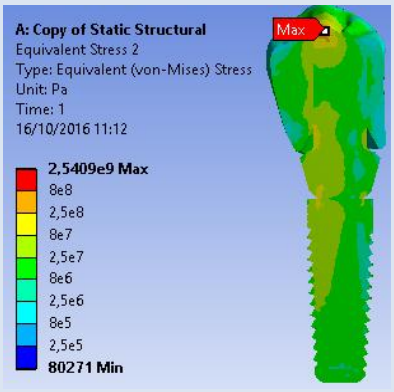

	

Fig. 50: Tensió de von Mises (MET)	*Fig. 51: Tensió de von Mises (MET)*

Valor màxim: $2{,}32 \cdot 10^7$ Pa	Valor màxim: $1{,}07 \cdot 10^7$ Pa

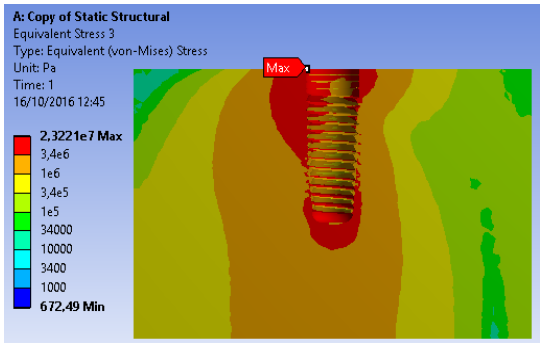
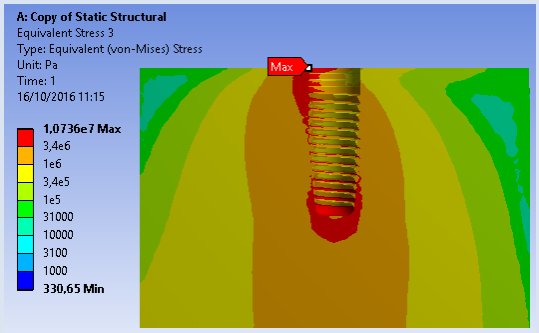

	

Fig. 52: Tensió de von Mises (MET)	*Fig. 53: Tensió de von Mises (MET)*

Aplicant la força puntual de manera excèntrica, i comparant amb el mateix material de corona, s'extreu que els valors de tensió equivalent de *Von Mises* augmenten respecte el cas estàtic de referència.

D'una altra banda, es pot apreciar que amb l'excentricitat apareix una certa asimetria en la distribució de tensions de la resina, de la mateixa manera que va succeir en l'estudi fotoelàstic (*Fig. 54*).

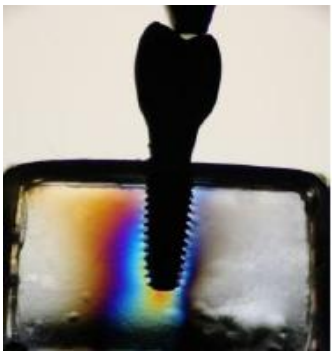


Fig. 54: Asimetria produïda en l'estudi fotoelàstic

Deformació unitària total *(Cas A)*	
Cas A	**Cas de referència**
Valor màxim: 0,060 m/m	Valor màxim: 0,038 m/m

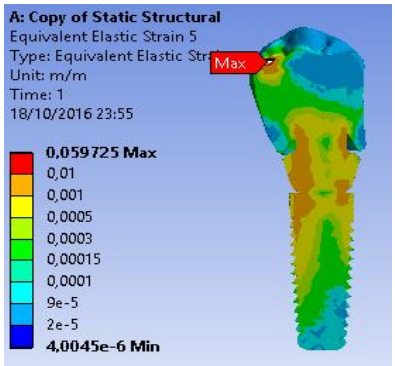
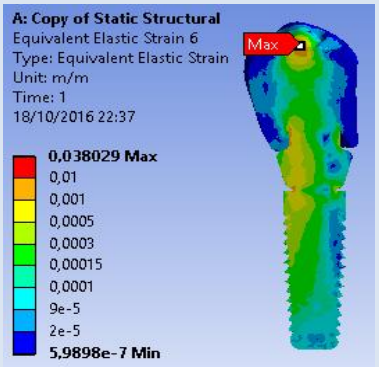

	

Fig. 55: Deformació unitària total (MET)	*Fig.56: Deformació unitària total (MET)*

Valor màxim: 0,008 m/m

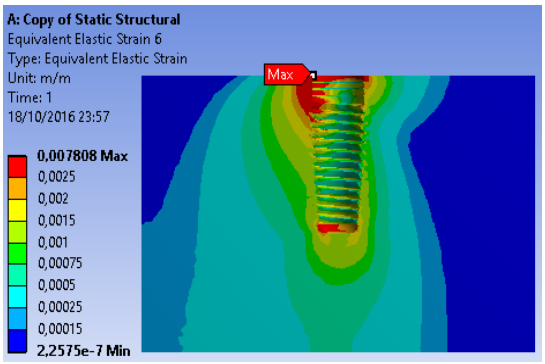


Fig.57: Deformació unitària total (MET)

Valor màxim: 0,004 m/m

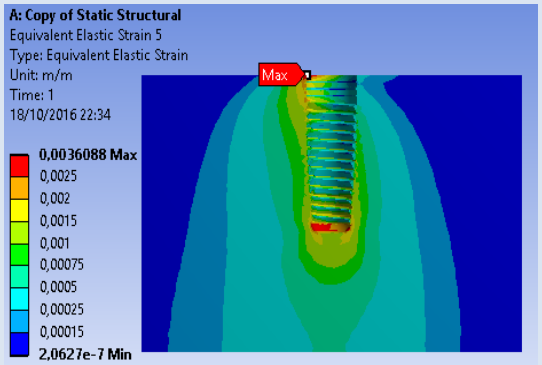


Fig. 58: Deformació unitària total (MET)

Amb la força excèntrica, de la mateixa manera que en les tensions, s'extreu que els valors de deformació unitària total augmenten respecte el cas estàtic de referència. Es tracta doncs, d'un factor important que pot influir directament en els resultats que s'obtenen.

6.2 Cas B: posició de l'implant dins de la resina

En aquesta situació de càrrega es modificarà la posició de l'implant dins de la resina i s'avaluarà l'efecte d'aquest canvi. El conjunt implant, pilar i corona es desplaçarà fins gairebé un dels laterals de la resina, en concret, es desplaça 10 mm respecte el centre (*Fig. 59*):

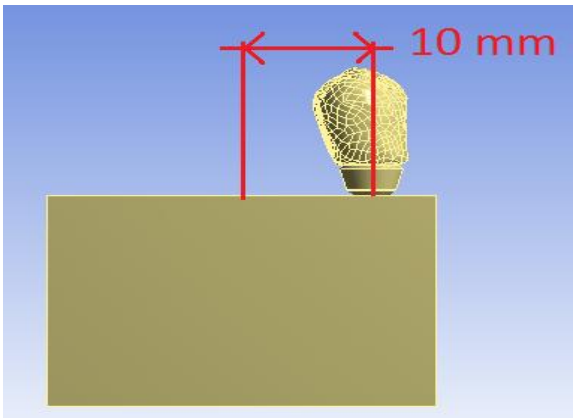


Fig. 59: Canvi de posició de l'implant

Resultats del cas B comparats amb el cas de referència:

Tensió equivalent de *von Mises (Cas B)*	
Cas B	**Cas de referència**
Valor màxim: $2{,}54 \cdot 10^9$ Pa	Valor màxim: $2{,}54 \cdot 10^9$ Pa

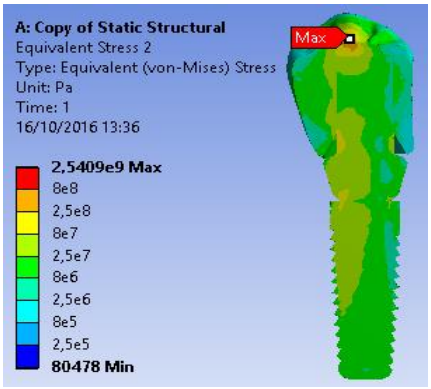
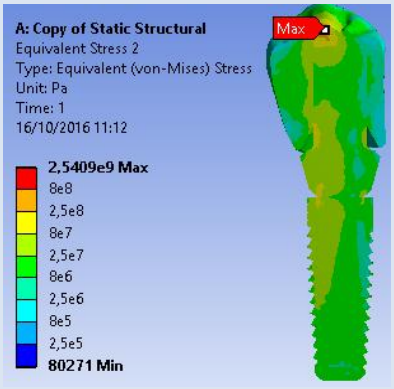

	

Fig. 60: Tensió de von Mises (MET)	*Fig. 61: Tensió de von Mises (MET)*
Valor màxim: $9{,}91 \cdot 10^6$ Pa	Valor màxim: $1{,}07 \cdot 10^7$ Pa

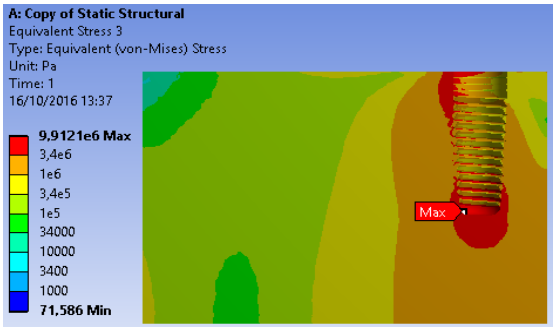
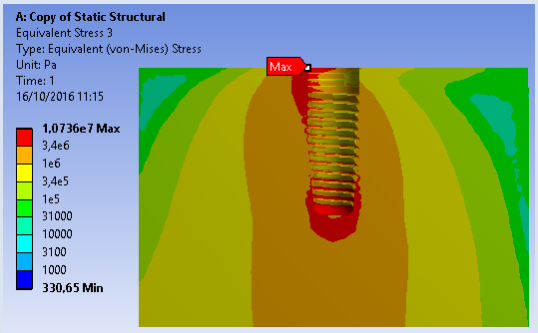

	

Fig. 62: Tensió de von Mises (MET)	*Fig. 63: Tensió de von Mises (MET)*

Deformació unitària total *(Cas A)*	
Cas A	**Cas de referència**
Valor màxim: 0,038 m/m	Valor màxim: 0,038 m/m

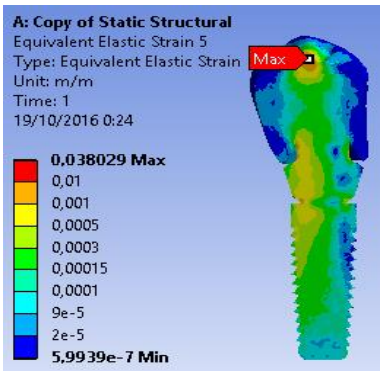
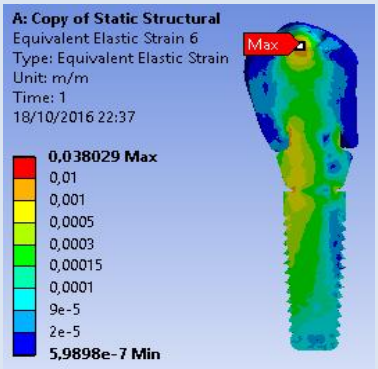

	

Fig. 64: Deformació unitària total (MET)	*Fig.65: Deformació unitària total (MET)*

Valor màxim: 0,003 m/m

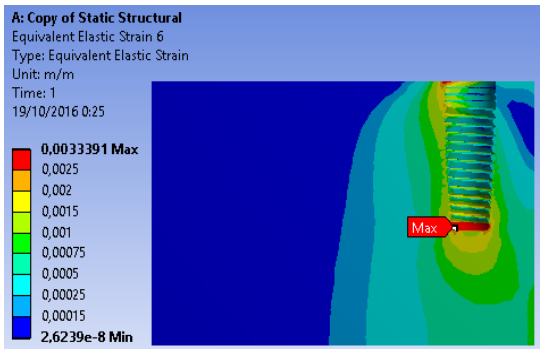


Fig.66: Deformació unitària total (MET)

Valor màxim: 0,004 m/m

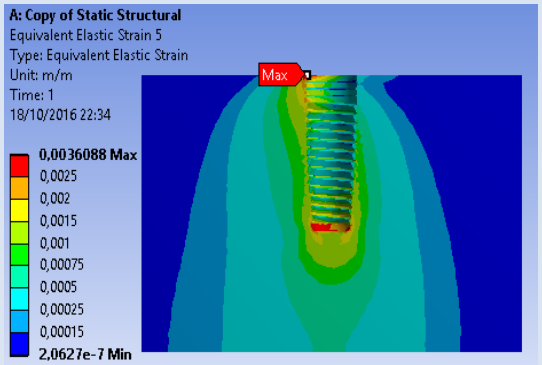


Fig. 67: Deformació unitària total (MET)

Tant les tensions equivalents de *von Mises* com les deformacions unitàries totals màximes són les mateixes que en el cas estàtic amb l'implant centrat, ja que correspon al punt d'aplicació de la força i són independents de la posició de l'implant dins la resina. La diferència en aquest cas de càrrega és que el mapa de tensions i deformacions es troba desplaçat cap el cantó on s'ubica l'implant.

6.3 Cas C: grandària de la resina

Resina més gran

En aquest cas es variarà la grandària de la resina per avaluar com influeix la grandària de l'os en el càlcul de tensions. Primerament, s'estudia el cas de tenir una resina del doble de gran que el cas estàtic inicial, és a dir, 60x28 mm de base i 40 mm d'alçada. (*Fig. 68*):

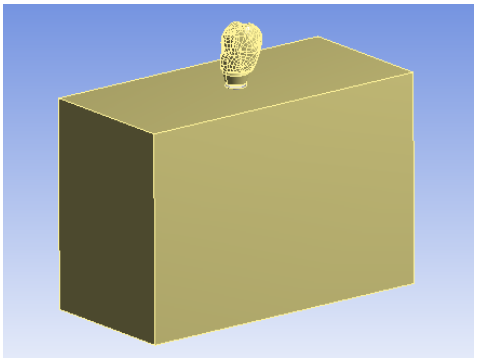


Fig. 68: Augment de la grandària de la resina

Resina més petita

També s'estudia la variació de la grandària de la resina en sentit invers, és a dir, considerant que l'os és més petit. Així doncs, s'estudia el cas de tenir una resina de

dimensions 15x7 mm de base i es mantenen els 20 mm d'alçada per tal que l'implant hi càpiga sencer (*Fig. 69*):

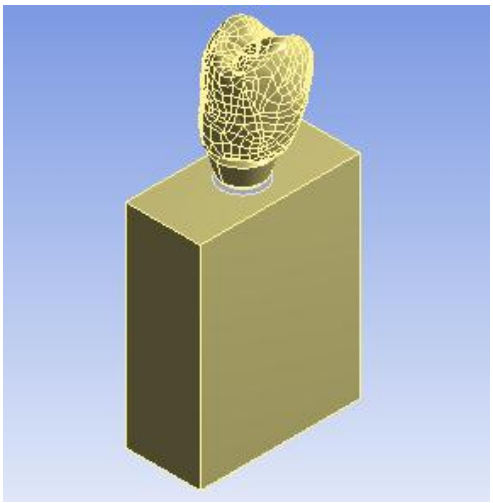


Fig. 69: Disminució de la grandària de la resina

<u>Resultats del cas C respecte el cas de referència:</u>

Els resultats estudiats corresponen al mateix material de corona (MET) i al conjunt de l'implant.

Tensió equivalent de *von Mises (Cas C)*		
Resina gran	**Resina petita**	**Cas de referència**
Valor màxim: $1{,}01 \cdot 10^9$ Pa	Valor màxim: $4{,}60 \cdot 10^9$ Pa	Valor màxim: $2{,}54 \cdot 10^9$ Pa

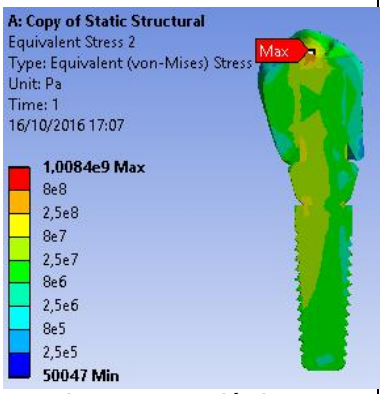
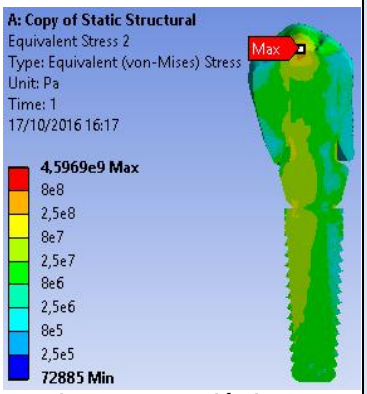
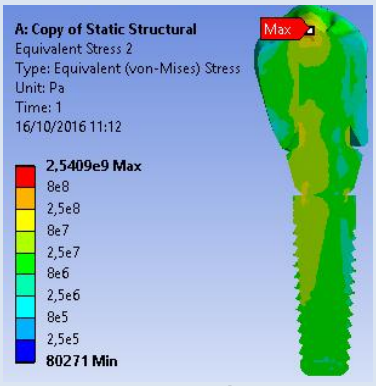

		

Fig. 70: Tensió de von Mises (MET)	*Fig. 71: Tensió de von Mises (MET)*	*Fig. 72: Tensió de von Mises (MET)*

Deformació unitària total *(Cas C)*		
Resina gran	**Resina petita**	**Cas de referència**
Valor màxim: 0,012 m/m	Valor màxim: 0,056 m/m	Valor màxim: 0,038 m/m

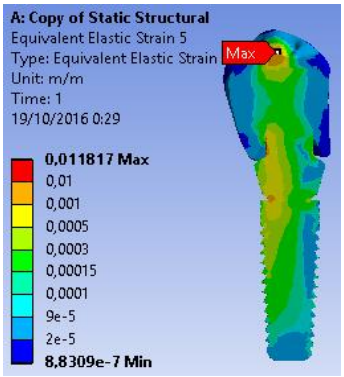
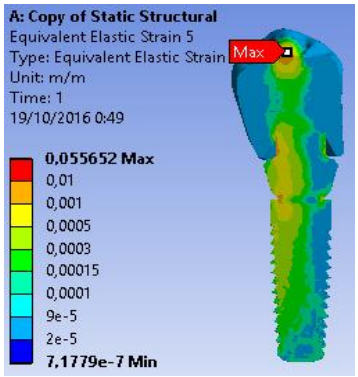
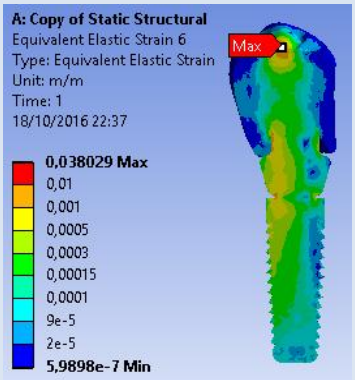

		

Fig. 73: Deformació unitària total (MET)	*Fig. 73: Deformació unitària total (MET)*	*Fig. 75: Deformació unitària total (MET)*

Tant les tensions equivalents de *von Mises* com les deformacions unitàries totals varien en funció de la grandària de la resina de la següent manera: a major grandària de l'os s'obtenen unes menors tensions i deformacions, i viceversa.

6.4 Cas D: substitució de la força puntual per una pressió

En aquesta situació de càrrega es representarà amb major exactitud l'aplicació de la càrrega sobre l'implant en un assaig experimental real. En aquests tipus d'assajos, la força no s'aplica únicament en un punt, sinó que s'aplica una pressió sobre una superfície. Se suposa que l'aplicació de la pressió es fa mitjançant la punta de superfície plana rectangular d'un tornavís de dimensions 10x2 mm col·locada de la següent manera (*Fig. 76*):

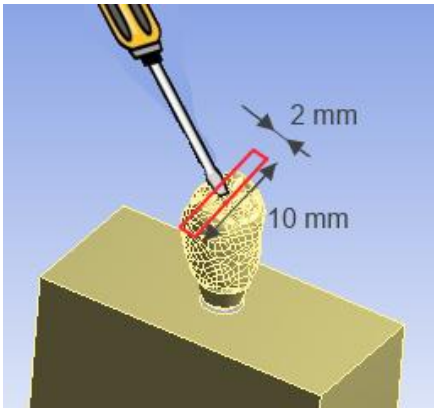


Fig. 76: Aplicació de la pressió amb un tornavís

Per a representar aquesta situació (*Fig. 77*) es seleccionen les zones de la corona que rebrien directament el contacte de la punta del tornavís i es calcula la pressió aplicada:

$$Pressió = \frac{300\ N}{2 \cdot 10\ mm^2} = 15 \frac{N}{mm^2} = 15\ MPa = \ 15 \cdot 10^6\ Pa$$

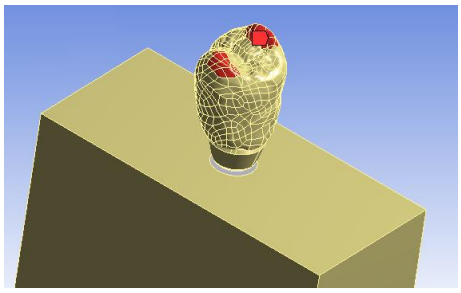


Fig. 77: Pressió aplicada de 15 MPa

<u>Resultats del cas D respecte el cas de referència:</u>

Tensió equivalent de *von Mises (Cas D)*	
Cas D	**Cas de referència**
Valor màxim: $1{,}77 \cdot 10^8$ Pa	Valor màxim: $2{,}54 \cdot 10^9$ Pa

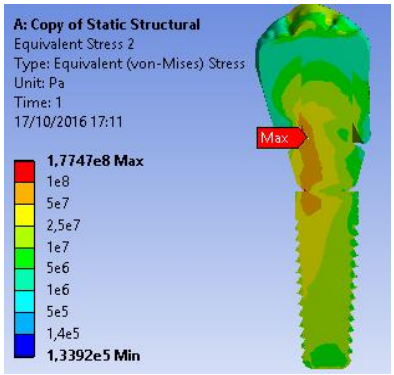
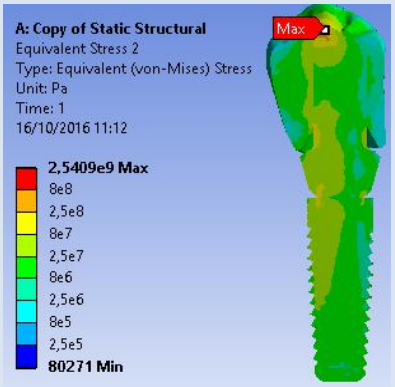
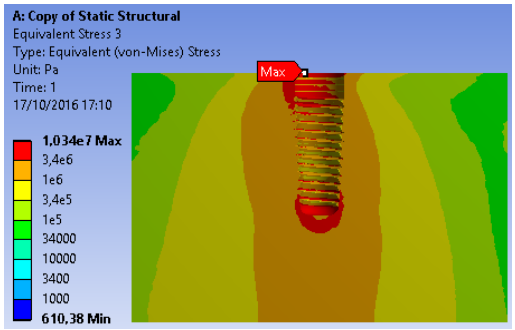
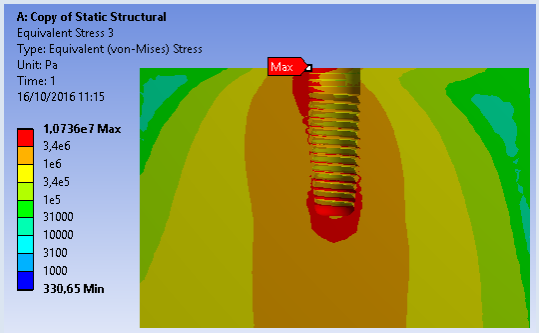
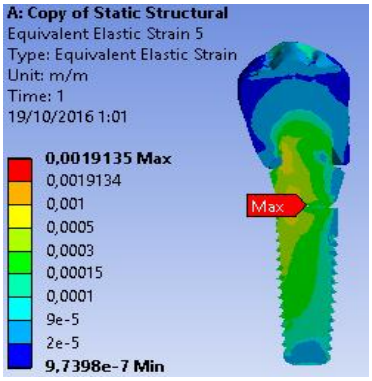
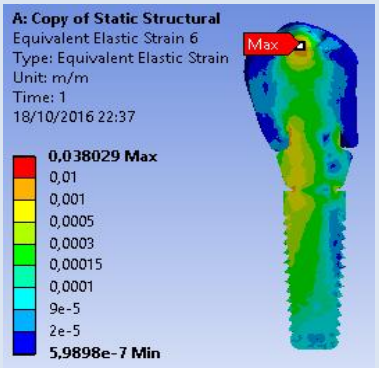
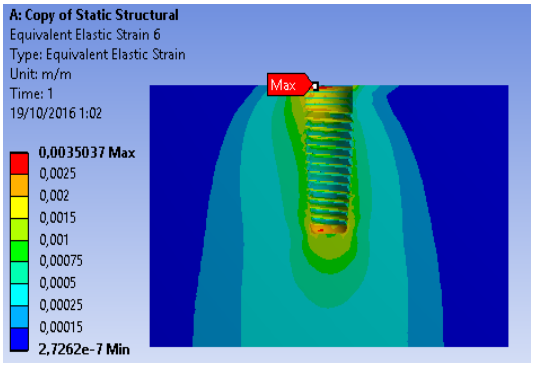
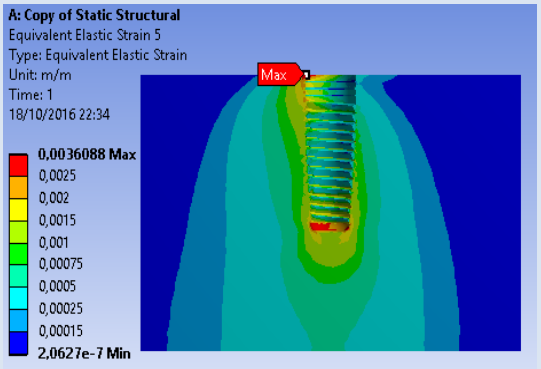

	

Fig. 78: Tensió de von Mises (MET)	*Fig. 79: Tensió de von Mises (MET)*

Valor màxim: $1{,}03 \cdot 10^7$ Pa	Valor màxim: $1{,}07 \cdot 10^7$ Pa
 *Fig. 80: Tensió de von Mises (MET)*	 *Fig. 81: Tensió de von Mises (MET)*

Deformació unitària total *(Cas D)*	
Cas D	**Cas de referència**
Valor màxim: 0,002 m/m  *Fig. 82: Deformació unitària total (MET)*	Valor màxim: 0,038 m/m  *Fig.83: Deformació unitària total (MET)*
Valor màxim: 0,004 m/m  *Fig.84: Deformació unitària total (MET)*	Valor màxim: 0,004 m/m  *Fig. 85: Deformació unitària total (MET)*

Realitzant la substitució de la força puntual per una pressió repartida superficialment s'obtenen valors de tensions i deformacions d'un ordre de magnitud inferior per a

l'implant. Això és degut a que s'ha modificat la singularitat que representava la força puntual repartint la força superficialment. En canvi, els resultats de tensions i deformacions són pràcticament els mateixos per a la resina.

6.5 Cas E: consideració del teixit trabecular

El teixit ossi del cos humà està format per dos tipus de teixits diferents [16] (*Fig. 86*):

- El teixit cortical es caracteritza per ser dens, rígid i continu. Forma la capa exterior del teixit ossi de la mandíbula i el maxil·lar.
- El teixit trabecular està format per un entramat ramificat amb petites cambres de buit. Degut a que és un material menys dens i amb major contingut de col·làgen, és un material molt menys rígid que el teixit cortical.

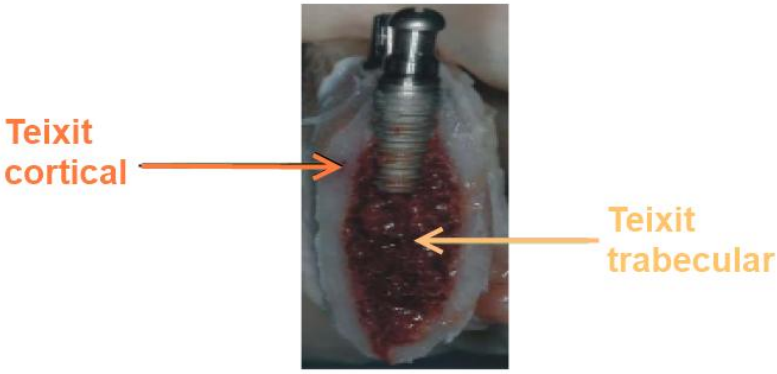


Fig. 86: Secció transversal d'un os mandibular

Cal introduir, doncs, les propietats dels dos teixits en les dades del programa *Ansys Workbench*. El mòdul d'elasticitat longitudinal té importants variacions segons la zona i també l'autor de referència. Com a aproximació isotròpica i com a valors estàtics (poden diferir sensiblement en el cas d'una sol·licitació dinàmica) es troba el mòdul d'elasticitat longitudinal dels dos tipus d'ossos [16]: 15000 MPa per al teixit cortical i 500 MPa (és molt menys rígid) per al trabecular. El valor del coeficient de *Poisson* és constant i de valor 0,3.

Pel que fa referència a les densitats, s'obté mitjançant un assaig experimental [17] el valor de 1,79 g/cm^3 per a la densitat del teixit cortical. Segons l'estudi anterior [16], la relació entre les densitats dels dos teixits és la següent: el teixit cortical és quatre vegades més dens que el teixit trabecular. D'aquesta manera s'obté que el valor aproximat de la densitat és de 0,45 g/cm^3 per al teixit trabecular.

Totes aquestes dades s'agrupen a continuació (*Taula 2*):

Material	Mòdul de Young [MPa]	Coeficient de Poisson	Densitat [g/cm³]
Teixit cortical	15000	0,3	1,79
Teixit trabecular	500	0,3	0,45

Taula 2: Propietats mecàniques dels dos teixits

Un cop introduïdes les dades dels nous materials considerats, es modifica la geometria de manera que la part que simula l'os mandibular queda dividit en dos volums: l'exterior que correspon al teixit cortical i que està representat per una caixa buida de 2 mm de gruix; i l'interior format per un rectangle massís de 26x10 mm de base i 16 mm d'alçada, que representa el teixit trabecular (*Fig. 87*):

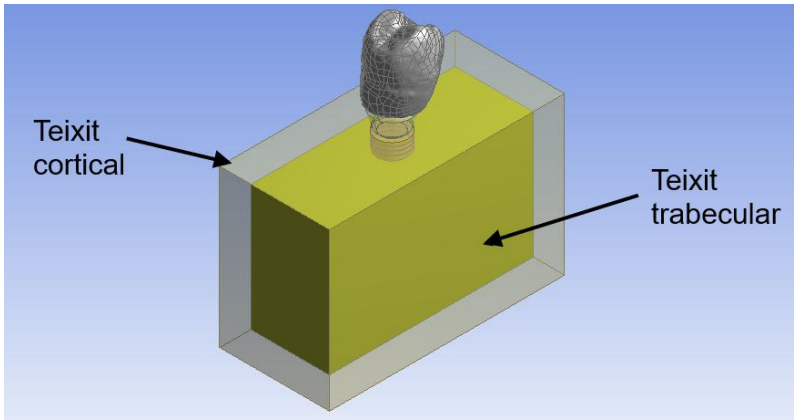


Fig. 87: Geometria diferenciant els dos teixits

<u>Resultats del cas E respecte el cas de referència:</u>

Tensió equivalent de *von Mises (Cas E)*	
Cas E	**Cas de referència**
Valor màxim: $2{,}35 \cdot 10^9$ Pa	Valor màxim: $2{,}54 \cdot 10^9$ Pa

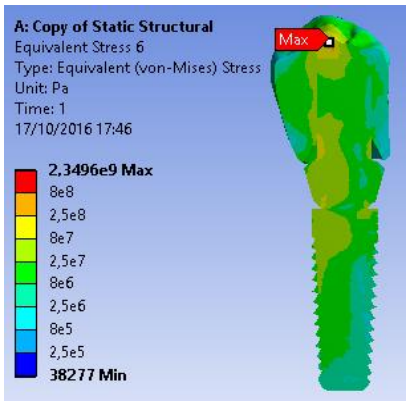
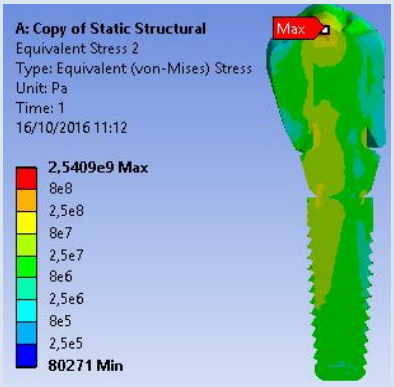

	

Fig. 88: Tensió de von Mises (MET)	*Fig. 89: Tensió de von Mises (MET)*

Valor màxim: $4{,}01 \cdot 10^7$ Pa

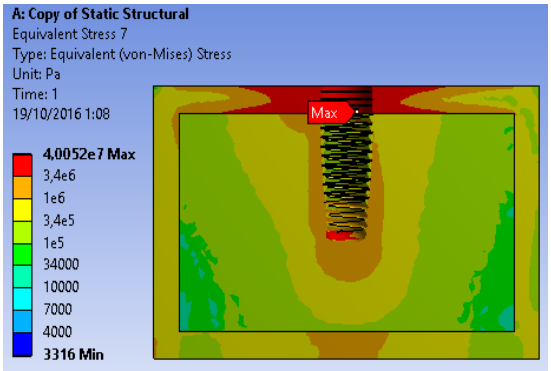


Fig. 90: Tensió de von Mises (MET)

Valor màxim: $1{,}07 \cdot 10^7$ Pa

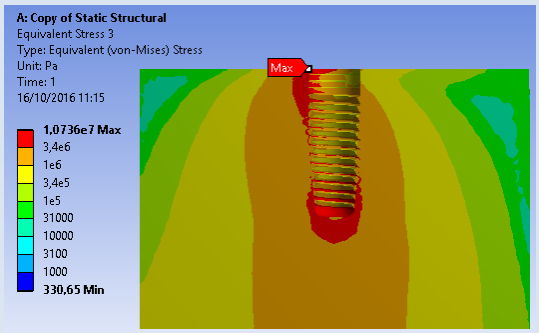
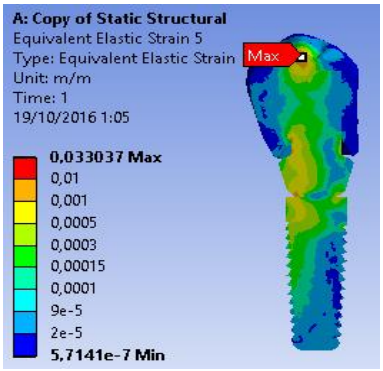
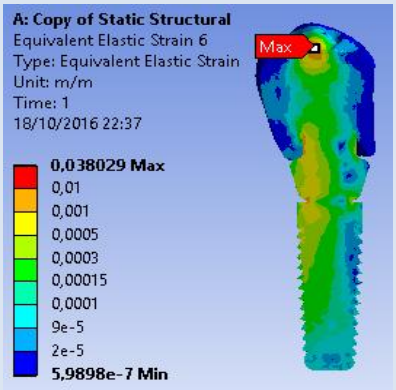
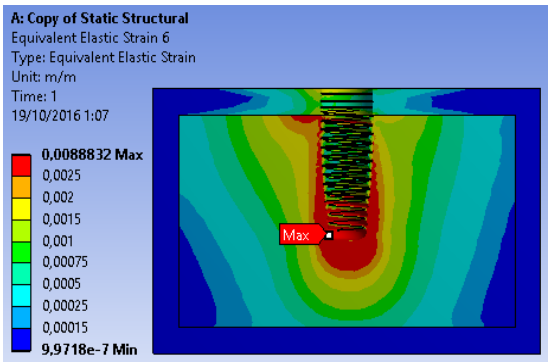
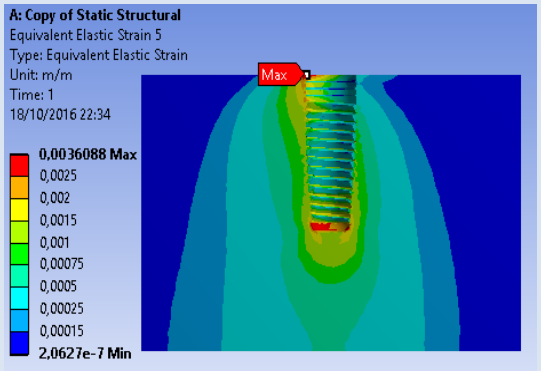


Fig. 91: Tensió de von Mises (MET)

Deformació unitària total *(Cas E)*	
Cas E	**Cas de referència**
Valor màxim: 0,033 m/m  *Fig. 92: Deformació unitària total (MET)*	Valor màxim: 0,038 m/m  *Fig.93: Deformació unitària total (MET)*
Valor màxim: 0,009 m/m  *Fig.94: Deformació unitària total (MET)*	Valor màxim: 0,004 m/m  *Fig. 95: Deformació unitària total (MET)*

Considerant els dos tipus de teixits ossis diferents s'obtenen valors de tensions i deformacions unitàries totals similars al cas estàtic inicial, per a l'implant.

Ara bé, si es comparen els resultats a la resina amb el cas de referència, es pot extreure que considerant el teixit trabecular s'obtenen valors superiors tant de tensions com deformacions. Es pot afirmar doncs, que la separació de l'os en els dos teixits no influeix en l'implant, però sí en la resina.

En quant a la diferència de resultats entre els dos teixits ossis es pot afirmar que les tensions són majors en el teixit cortical ja que és el primer en rebre-les i absorbir-les. També es pot visualitzar que les deformacions totals unitàries són majors al teixit trabecular.

7. Estudi dinàmic

Un cop observat que, en l'estudi estàtic, el canvi de material de la corona no afecta a la distribució de tensions mecàniques en la resina, es vol comprovar si el comportament segueix el mateix patró en un estudi dinàmic. Partint de que no hi ha gaire bibliografia al respecte, aquest estudi dinàmic està basat en un article d'una revista [15] publicada al 1991. L'experiment consisteix en una plataforma inclinada (*Fig. 96*) amb una ranura al final on s'inclou un transductor de força. Des de la part superior de la plataforma es deixa anar una **esfera d'acer** de **6,2 mm de diàmetre** que descendeix fins a xocar amb la corona del material a estudiar.

Fig. 96: Aparell experimental

Les següents anàlisis dinàmiques simulen, doncs, la col·lisió d'un cos extern (una esfera) contra la corona dental a una certa velocitat. La simulació reprodueix un dels possibles esforços que sorgeixen durant la masticació amb una velocitat d'impacte i una massa del cos extern imposades per verificar si els resultats varien en funció del material de la corona. Així doncs, es tracta només d'un cas d'estudi ja que la masticació contempla diversos casos en funció de com actuï la mandíbula davant de l'aliment que estigui ingerint.

L'estudi dinàmic es realitza amb el programari *Ansys Workbench 16* amb el sistema d'anàlisi *Transient Structural*.

7.1 Procés de realització del càlcul dinàmic

Introducció de les propietats dels materials:

En l'anàlisi dinàmica s'estudien tots els elements que apareixen en el cas estàtic però cal incorporar un nou material per a l'esfera d'acer. Per tant, s'ha d'afegir el material *'Structural Steel'* en la finestra anomenada *'Engineering data'* i donar-li les propietats tals com la densitat, Mòdul de *Young* i coeficient de *Poisson* (*Fig. 97*). Es mantenen les propietats constants del cas estàtic.

Project | A2:Engineering Data

Sources

Outline of Schematic A2: Engineering Data

	A
1	Contents of Engineering Data
2	Material
3	FCOM
4	MCER
5	MCOM
6	MET
7	RESINA EPOXY
8	Structural Steel
9	TITANIO
*	Click here to add a new material

Properties of Outline Row 8: Structural Steel

	A	B	C
1	Property	Value	Unit
2	Density	7850	kg m^-3
3	Isotropic Secant Coefficient of Thermal Expansion		
6	Isotropic Elasticity		
7	Derive from	Young's M...	
8	Young's Modulus	2E+11	Pa
9	Poisson's Ratio	0,3	
10	Bulk Modulus	1,6667E+11	Pa
11	Shear Modulus	7,6923E+10	Pa
12	Field Variables		
16	Alternating Stress Mean Stress	Tabular	

Fig. 97: Introducció de les propietats de l'acer

Un cop definit aquest nou materials cal obrir la finestra del pre-procés (*'Model'*) i assignar el material '*Structural Steel'* a l'esfera.

Modificació de la geometria:

El canvi en la geometria consisteix en afegir l'esfera, definida com a rígida, i posicionar-la en una ubicació pròxima a la corona, sense arribar a tocar-la (*Fig. 98*).

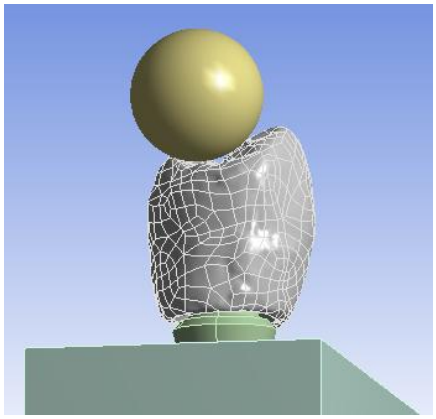


Fig. 98: Posició inicial de l'esfera

Mallat:

Cal tornar a realitzar el mallat amb l'element SOLID187 de manera que el nombre d'elements sigui suficient per a tenir una bona representació i sobretot s'ha buscat que el temps computacional no sigui gaire elevat (tot i que en el cas dinàmic el temps emprat és bastant més elevat que en el cas estàtic). Amb aquestes premisses, el mallat seleccionat ha estat el següent (*Fig. 99*):

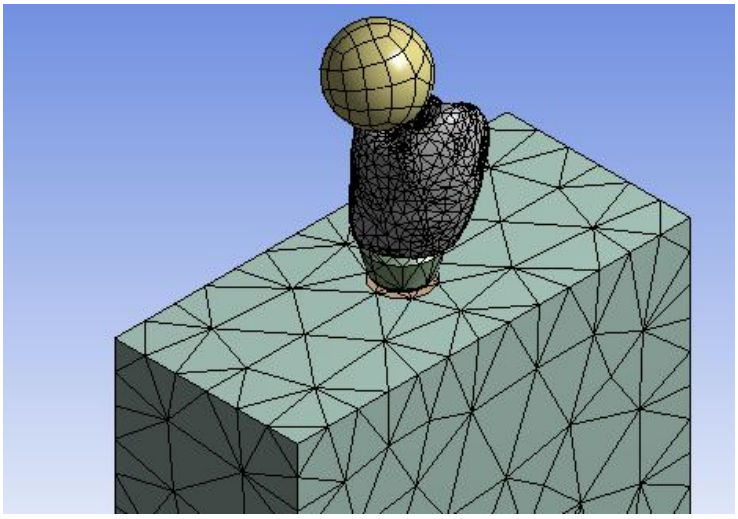


Fig. 99: Malla utilitzada per al càlcul dinàmic

En aquest cas d'estudi, es va afegir el contacte entre l'esfera i la corona, de manera que detecti el sòlid i es simuli el xoc.

Condicions de contorn:

Partint de les condicions de contorn aplicades en el cas estàtic, s'afegeixen dues més per a poder simular el cas dinàmic (*Fig. 100*):

- Primerament s'afegeix la gravetat de la Terra de valor -9,8066 m/s^2, en la direcció de l'eix *y* (*etiqueta D*).

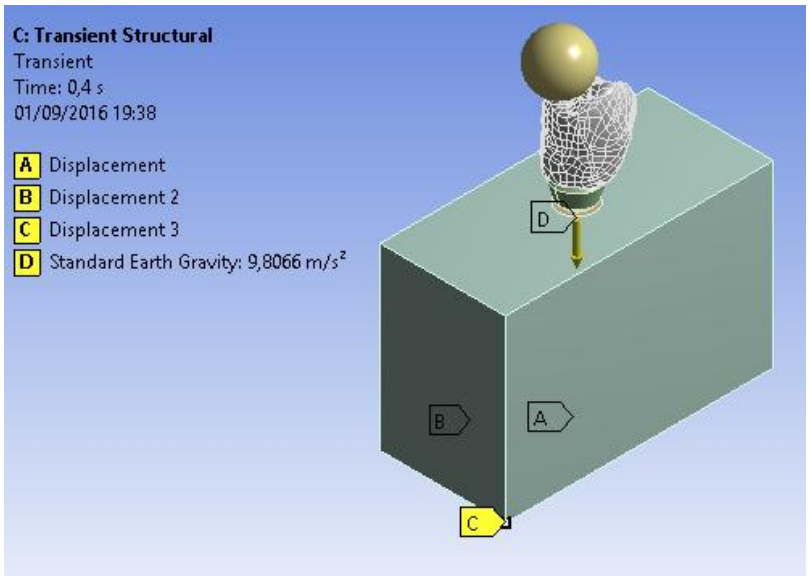


Fig. 100: Condicions de contorn del cas dinàmic

- La darrera condició de contorn que cal afegir és l'aplicació d'una velocitat inicial a l'esfera que permeti la col·lisió amb la corona. Aquesta velocitat inicial en la simulació

correspon a la velocitat final a la que l'esfera impacta sobre el material d'estudi, deixant-la caure sobre una plataforma inclinada en l'assaig experimental (*Fig. 98*). Aquesta velocitat es pot calcular mitjançant el **principi de conservació de l'energia**, assumint la hipòtesi de que no hi ha fregament:

$E_{m_i} = E_{m_f}$ →L'energia mecànica inicial és igual a la final

$E_{C_i} + E_{P_i} = E_{C_f} + E_{P_f}$ → L'energia mecànica es divideix en cinètica i potencial

$0 + mgh = \frac{1}{2}mv^2 + 0$ → L'energia cinètica inicial i la potencial final són nul·les ja que l'esfera es deixa caure sense velocitat sobre la plataforma inclinada i baixa fins a l'alçada establida com a zero de referència

→ L'alçada inicial s'extreu visualment de l'assaig experimental [15]. S'acaba obtenint el valor de la velocitat aplicada en la simulació com a inicial (*Fig. 101*):

$$\boldsymbol{v} = \sqrt{2gh} = \sqrt{2 \cdot 9{,}81\,\frac{m}{s^2} \cdot 0{,}09114\,m} = \mathbf{1{,}337}\,\frac{\boldsymbol{m}}{\boldsymbol{s}}$$

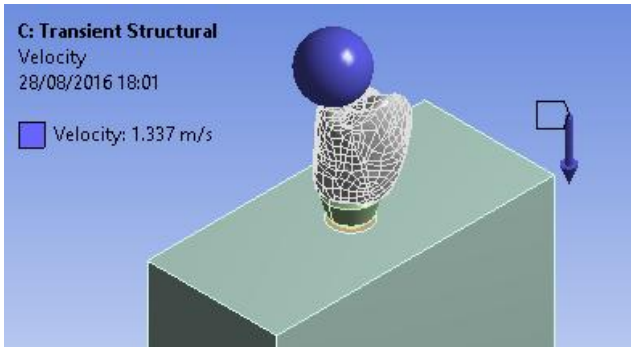


Fig. 101: Velocitat inicial aplicada

7.2 Comparació dels resultats

Tot seguit es soluciona matemàticament l'anàlisi dinàmica per a cadascun dels quatre materials de la corona. Es simula l'impacte que produeix l'esfera sobre l'implant en un temps de 0,1 segons. S'assignen un total de 100 iteracions amb un mínim de 10 i un màxim de 100. Es resol amb l'opció "*Large deflection*" en *Off*, és a dir, considerant petits desplaçaments. A continuació es mostren les captures dels gràfics de solucions obtinguts en *Ansys*:

Es pot representar l'evolució de la tensió de *von Mises* en cada instant al llarg del temps per al conjunt de l'implant i la resina, de manera que es pot intuir el xoc entre l'esfera i la corona:

Evolució de la tensió al llarg del temps

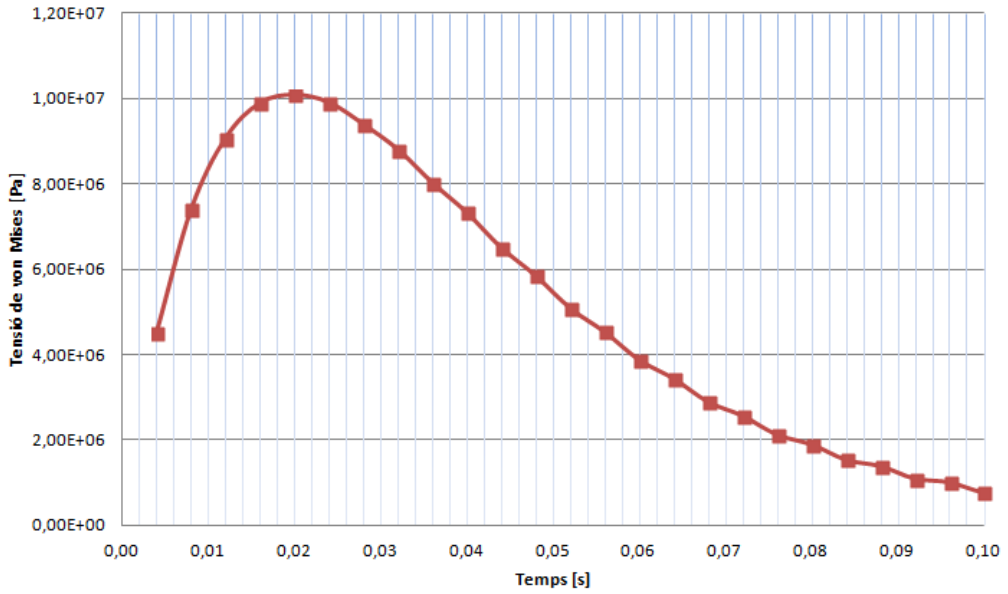


Fig. 102: Tensió de von Mises [Pa] – temps [s] (MET)

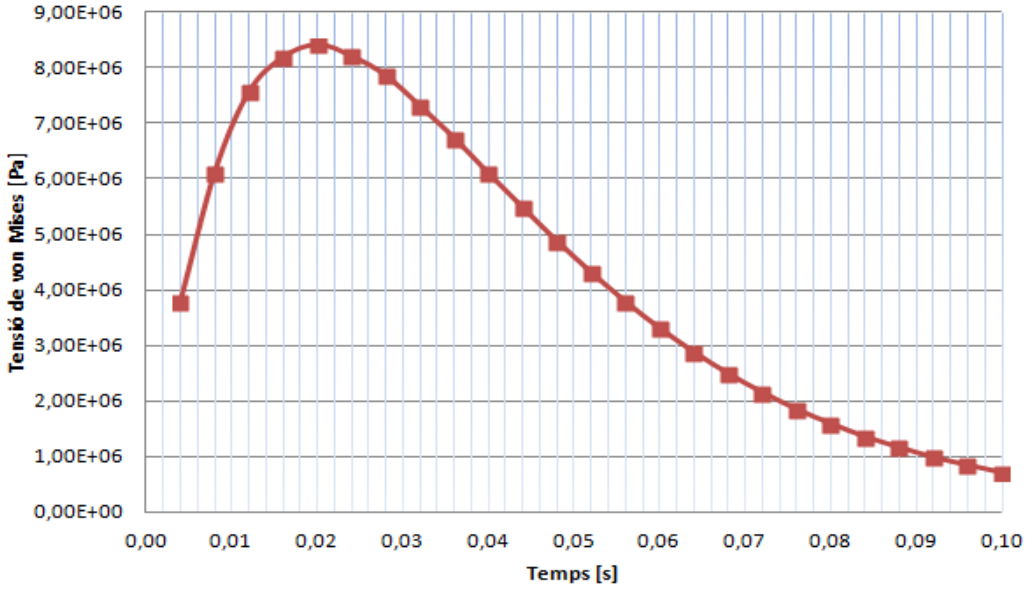


Fig. 103: Tensió de von Mises [Pa] – temps [s] (MCER)

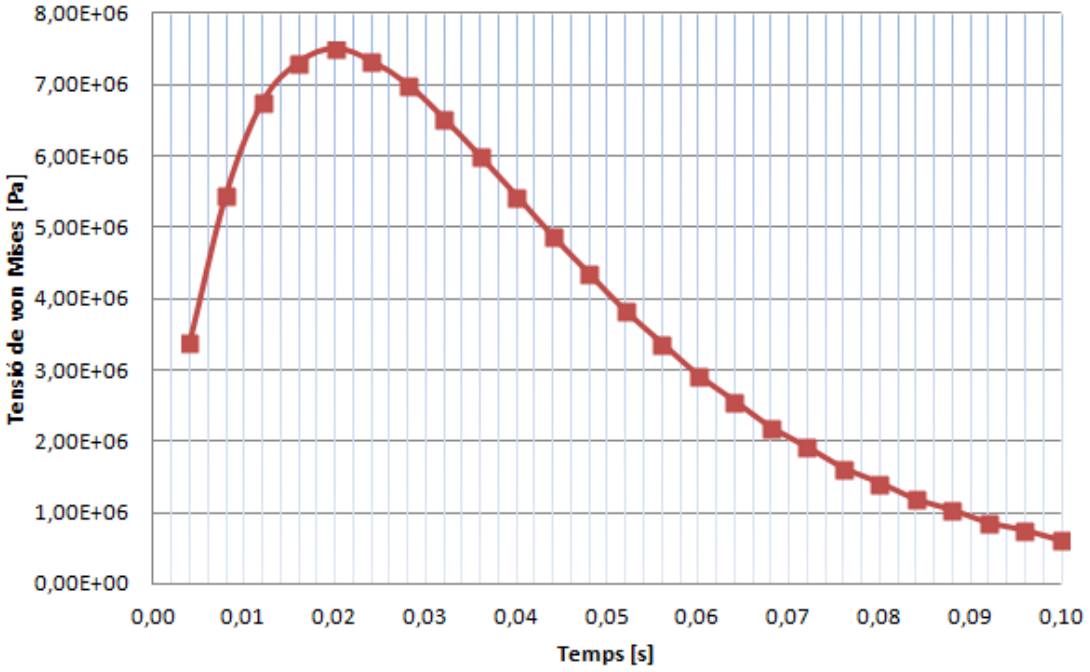


Fig.104: Tensió de von Mises [Pa] – temps [s] (MCOM)

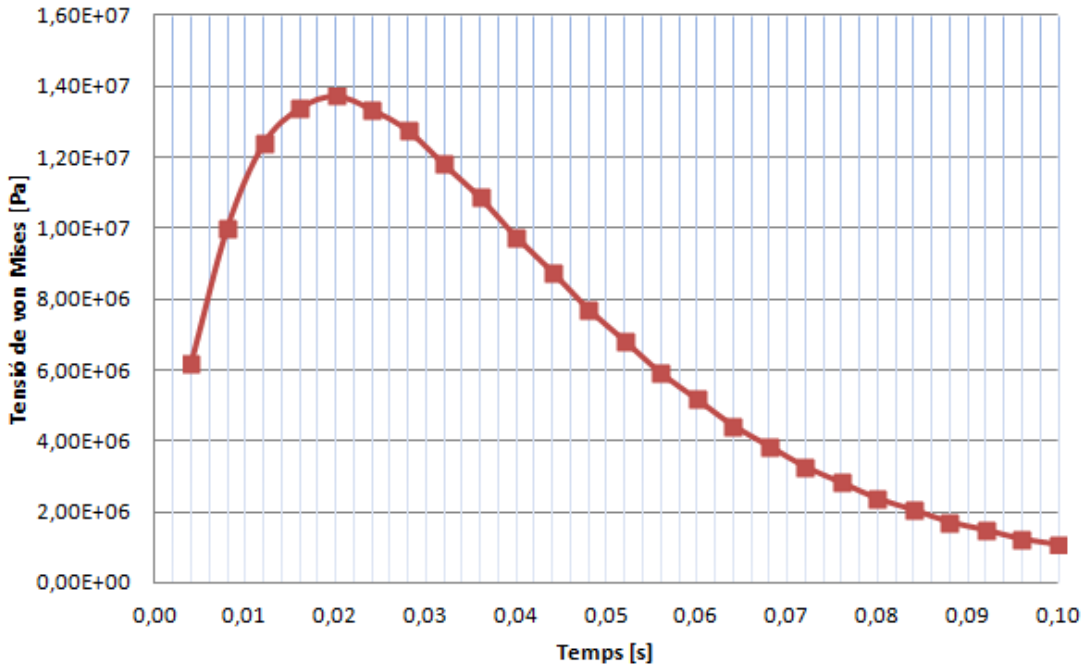


Fig. 105: Tensió de von Mises [Pa] – temps [s] (FCOM)

Els gràfics mostren l'evolució temporal de la tensió de von Mises, la qual augmenta ràpidament fins al pic en 0,020 segons i, a partir d'aquest punt, disminueix més lentament. Els quatre gràfics segueixen aquest mateix patró tot i que amb valors diferents. Si els representem en un mateix gràfic (*Fig. 106*) es pot apreciar la diferència

entre ells: els valors de tensions són majors quan més gran és el mòdul de Young del material de la corona.

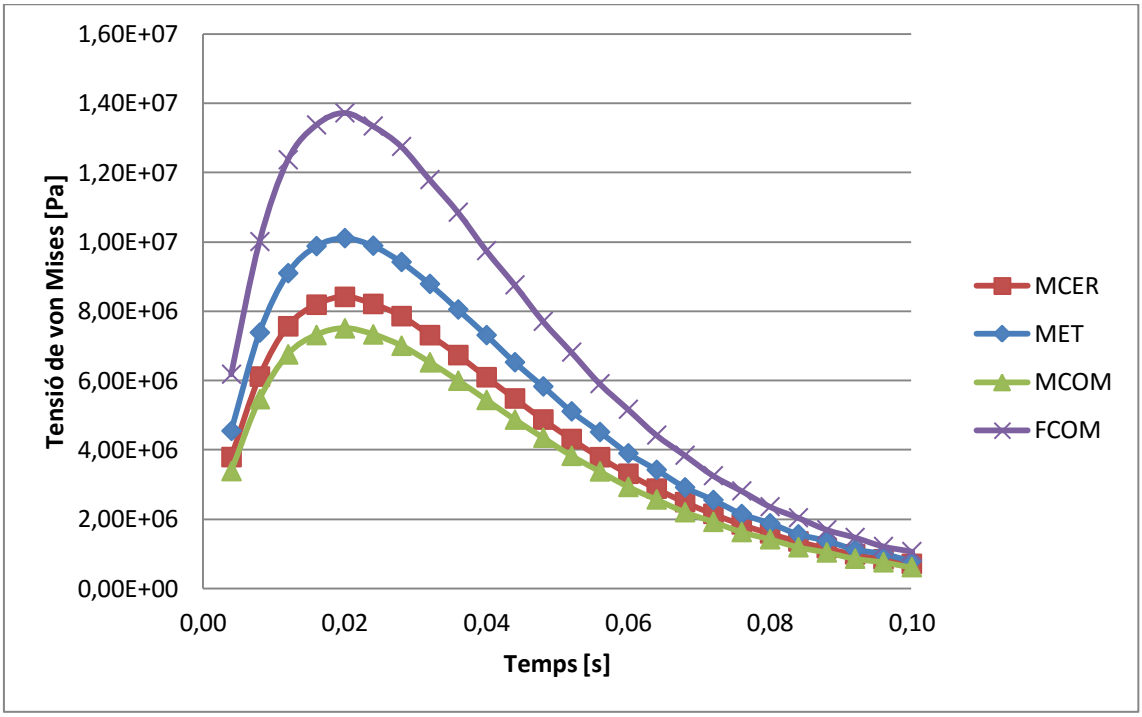


Fig. 106: Comparació Tensió de von Mises [Pa] – temps [s] dels quatre materials

La representació de la distribució de tensions en l'implant i en la resina per separat, per a l'instant de temps de 0,02 segons on el valor és màxim, és la següent:

Tensió equivalent de *von Mises* a l'implant	
Valor màxim: $1{,}01 \cdot 10^{7}$ Pa Temps del valor màxim: 0,020 s	Valor màxim: $8{,}41 \cdot 10^{6}$ Pa Temps del valor màxim: 0,020 s

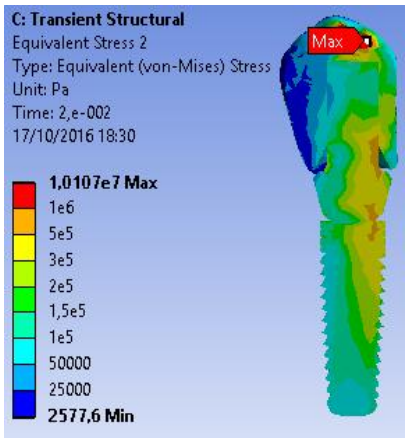
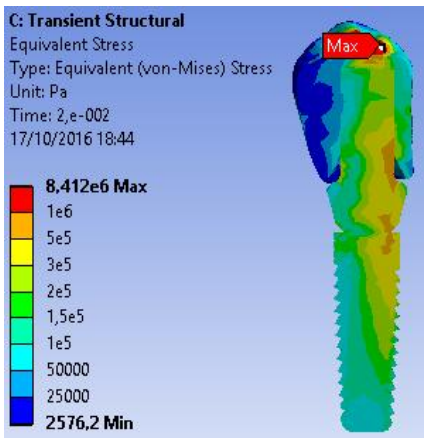
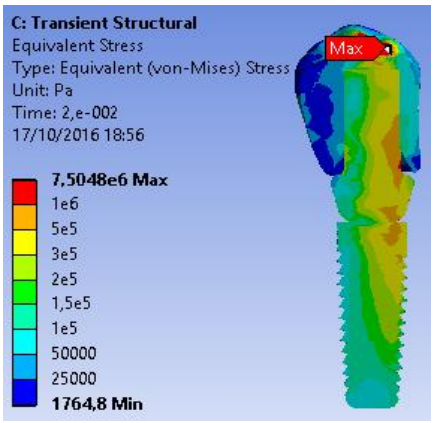
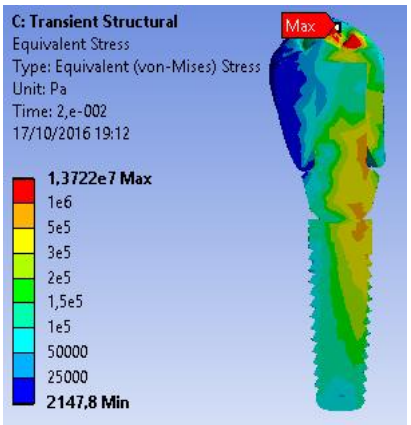
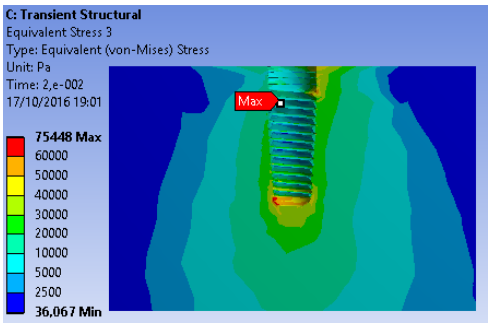
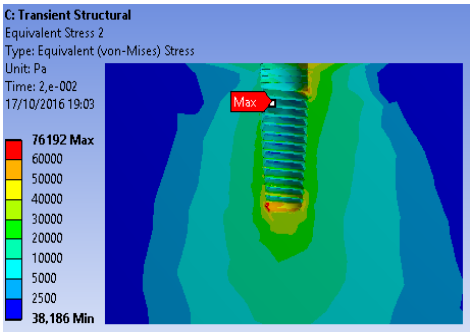
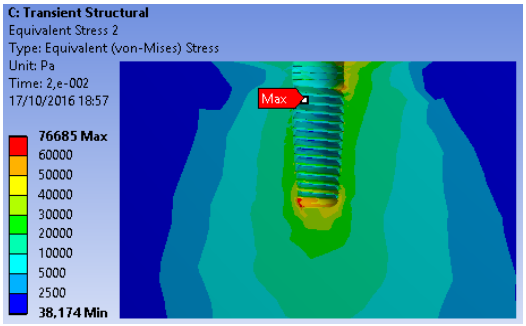
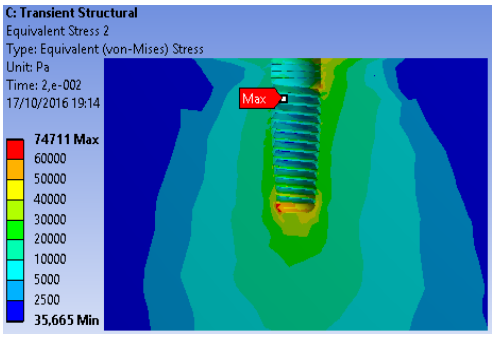

	

Fig. 107: Tensió de von Mises (MET)	*Fig. 108: Tensió de von Mises (MCER)*

Valor màxim: $7{,}50 \cdot 10^{6}$ Pa Temps del valor màxim: 0,020 s  *Fig. 109: Tensió de von Mises (MCOM)*	Valor màxim: $1{,}37 \cdot 10^{7}$ Pa Temps del valor màxim: 0,020 s  *Fig. 110: Tensió de von Mises (FCOM)*

Tensió equivalent de *von Mises* a la resina	
Valor màxim: $7{,}54 \cdot 10^{4}$ Pa Temps del valor màxim: 0,020 s  *Fig. 111: Tensió de von Mises (MET)*	Valor màxim: $7{,}62 \cdot 10^{4}$ Pa Temps del valor màxim: 0,020 s  *Fig. 112: Tensió de von Mises (MCER)*
Valor màxim: $7{,}67 \cdot 10^{4}$ Pa Temps del valor màxim: 0,020 s  *Fig. 113: Tensió de von Mises (MCOM)*	Valor màxim: $7{,}47 \cdot 10^{4}$ Pa Temps del valor màxim: 0,020 s  *Fig. 114: Tensió de von Mises (FCOM)*

La tensió equivalent de *von Mises* varia en funció del material de la corona clarament, pel que fa a l'implant. La màxima és de $1{,}37 \cdot 10^{7}$ *Pa* i correspon a la corona de material fibra de carboni-composite (*FCOM*), és a dir, amb el material més rígid. Per contra, la mínima és de $7{,}50 \cdot 10^{6}$ *Pa* i correspon a la corona de material fibra de metall-composite (*MCOM*), és a dir, amb el material menys rígid.

Ara bé, pel que fa a la resina, la diferència entre els valors de tensió no és gaire rellevant. D'aquesta manera es desmentiria l'evidència clínica inicial, ja que no es compleix que els resultats depenguin del material de la corona i que l'implant amb corona de material ceràmic sigui el que trenqui abans. Queda doncs, aquesta línia oberta per a seguir investigant.

Deformació unitària total

Valor màxim: $5{,}90 \cdot 10^{-5}$ m/m

Temps del valor màxim: 0,020 s

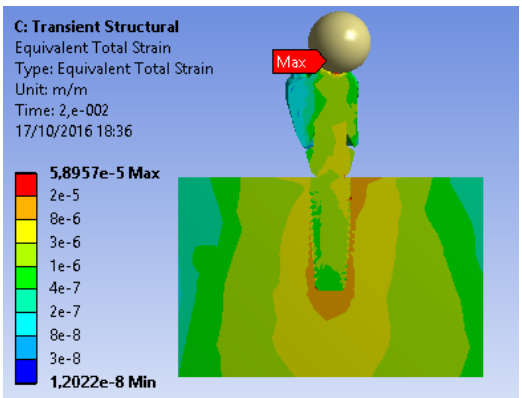


Fig. 115: Deformació unitària total (MET)

Valor màxim: $1{,}29 \cdot 10^{-4}$ m/m

Temps del valor màxim: 0,020 s

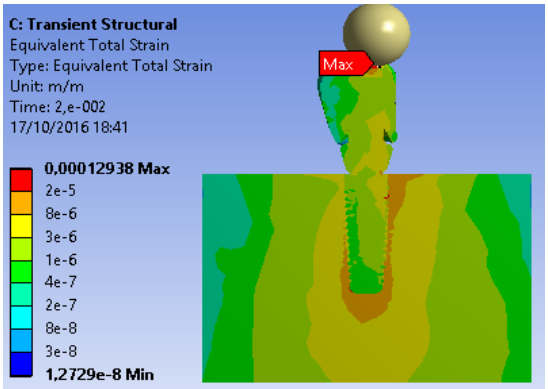


Fig. 116: Deformació unitària total (MCER)

Valor màxim: $3{,}58 \cdot 10^{-4}$ m/m

Temps del valor màxim: 0,020 s

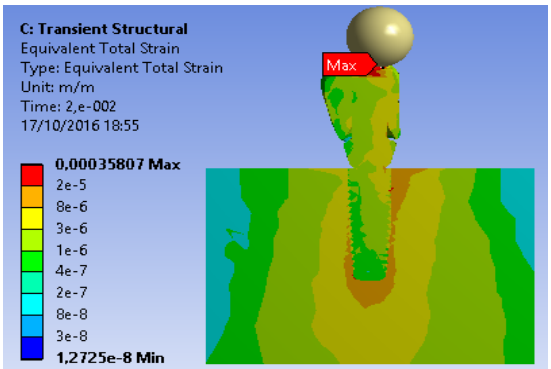


Fig. 117: Deformació unitària total (MCOM)

Valor màxim: $5{,}51 \cdot 10^{-5}$ m/m

Temps del valor màxim: 0,020 s

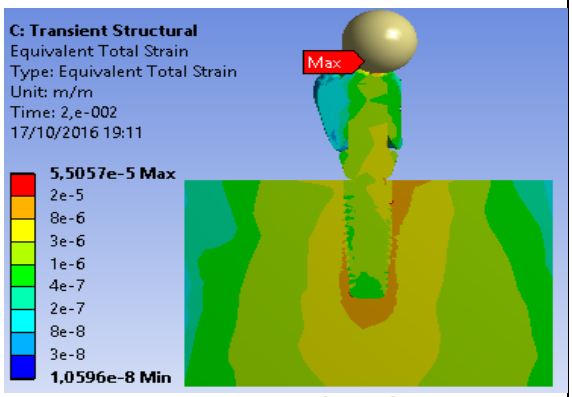


Fig. 118: Deformació unitària total (FCOM)

La deformació unitària total, de la mateixa manera que en el cas estàtic, segueix variant en funció del material de la corona. La màxima és de $3{,}58 \cdot 10^{-4}$ *m/m* (valor molt inferior a la deformació de *0,364 m/m* del cas estàtic) i correspon a la corona de material metall-composite (*MCOM*), el menys rígid.

El gràfic de l'evolució de la deformació unitària total en funció del temps presenta la mateixa forma que els anteriorment comentats per a tensions.

8. Pressupost

En aquest apartat es classificaran les despeses en directes i indirectes, detallant-se clarament la destinació corresponent a cadascun. En l'últim apartat es mostraran les despeses totals de l'estudi.

Despeses directes

Per a l'elaboració de les despeses directes es calcularà el cost de l'enginyer tenint en compte el cost horari d'un enginyer i el temps dedicat a la realització de tots els documents necessaris per al projecte.

En aquest apartat també s'inclouen les despeses de les llicències dels programes informàtics que s'han utilitzat directament per a desenvolupar l'estudi.

Despeses de personal

El projecte ha estat desenvolupat per un únic enginyer tècnic que ha estat l'encarregat del disseny, estudi i viabilitat de les simulacions.

El Treball de Fi de Màster correspon a 12 crèdits. S'estima que la càrrega de treball per l'estudiant en el TFM és de 25 hores per cada crèdit, el que fa que la dedicació total sigui d'unes 300 hores. Ara bé, de les 300 hores s'ha considerat que 50 d'elles estan dedicades a la recerca d'informació prèvia i preparació. Així doncs, si multipliquen aquestes 250 hores restants pel preu que hauria de cobrar un estudiant per hora, tenim una part del pressupost (*Taula 3*):

Despeses de personal	
Càrrega de l'enginyer	25 h/crèdit
Hores dedicades (12 crèdits)	250 h
Cost horari d'un enginyer júnior	20 €/h
Total	**5000 €**

Taula 3: Desglossament de les despeses de mà d'obra directa

Cost de l'escanejat 3D

Per tal d'obtenir la geometria s'ha realitzat un escanejat 3D de l'implant dental valorat en 266 € (*Taula 4*).

Cost de l'escanejat 3D	**266 €**

Taula 4: Despeses degudes a l'escanejat 3D de les peces

Despeses de llicències de programes informàtics utilitzats en el projecte

Quan s'instal·la un programa informàtic es requereixen unes llicències d'ús que es renoven cada cert temps (un any, dos o el temps que marqui el fabricant). Es calcularà la despesa que suposen aquestes llicències per a un període d'un any i després s'especificarà el cost per al temps emprat en el projecte (*Taula 5*):

Despeses de llicències	
Programa	**Import anual**
SolidWorks	15000 €
Ansys Workbench	20000 €
Microsoft Word	5000 €
Microsoft Excel	5000 €
Total	**45000 €/any**

Taula 5: Desglossament de les despeses de llicències

Si suposem que l'any té 226 dies efectius de treball i cada dia es treballen 8 hores:

$$226 \cdot 8 = 1808\ hores\ de\ treball\ anuals$$

L'import horari del total de les llicències és:

$$\frac{45000\ €/any}{1808\ h/any} = 24{,}89\ €/h$$

Si s'empren 300 hores en realitzar el projecte:

$$24{,}89\ €/h \cdot 300\ h = 7467\ €$$

L'import de les llicències per a les hores en les que l'estudiant ha treballat és de (*Taula 6*):

Import llicències	**7467 €**

Taula 6: Despeses degudes a l'ús dels programes informàtics

Agrupant tots els costos calculats fins al moment s'obtenen les despeses directes totals (*Taula 7*):

DESPESES DIRECTES	
Despeses de personal	5000 €
Cost de l'escanejat 3D	266 €
Import llicències	7467 €
Total	**12733 €**

Taula 7: Desglossament de les despeses totals directes

Despeses indirectes

Son costos indirectes les despeses produïdes per la activitat requerida per a l'elaboració del projecte i que no es poden incloure en cap dels apartats de despeses directes. En aquest apartat estan inclosos els següents conceptes:

Tarifa de llum i telèfon

El cost de la llum consumida pels equips informàtics i per l'ús de les instal·lacions, així com l'import de la tarifa de telèfon es computa normalment com a un 1 % sobre el cost de l'enginyer. Ara bé, en aquest cas s'han realitzat una gran sèrie de càlculs realitzats amb el programa *Ansys Workbench* (l'ordinador ha estat encès moltes hores calculant) de manera que es considera com al 5 %.

Import de llum i telèfon: 5000 · 0,05 = 250 €

Llicència d'ús de normativa y actualitzacions

Per a que un implant dental garanteixi una bona qualitat, cal que compleixi, entre d'altres, les normatives següents [18]:

- EN ISO 13485: Norma específica de qualitat per a productes sanitaris.

- EN ISO 14971: Norma de gestió de riscs.

- EN 62304: Normativa sobre el software de dispositius mèdics.

A part, hi ha diversos factors que afavoreixen que un implant dental sigui reeixit:

- Que l'implant porti diversos anys present en el mercat i que compti amb estudis clínics previs al llançament del producte.
- Que el fabricant d'implants tingui departament de I+D, desenvolupaments propis i patents pròpies.

- Que sigui de marca coneguda internacionalment, disposi de publicacions científiques en revistes i que col·labori amb universitats.

Aquesta normativa suposaria un factor a tenir en compte en el càlcul del pressupost del projecte. No obstant, degut a que aquest treball està clarament orientat a la recerca i no té la finalitat de fabricar un nou implant, la referència a normativa queda comentada en aquest apartat però no entra dins del pressupost del projecte.

Assegurança de responsabilitat civil

Es tracta d'una assegurança que s'ha de tenir per a cobrir les necessitats que requereixin els possibles incidents que puguin sorgir durant el període de vida dels implants. Si suposem uns 300 € anuals i ho apliquem a les hores emprades:

$$\text{Assegurança de responsabilitat civil: } 300€/any \cdot \frac{250\ h}{1800\frac{h}{any}} = 41{,}67\ €$$

Agrupant els costos anteriors, sense tenir en compte la normativa, s'obtenen les despeses indirectes totals (*Taula 8*):

DESPESES INDIRECTES	
Tarifa de llum i telèfon	250 €
Assegurança de responsabilitat civil	41,67 €
Total	**291,67 €**

Taula 8: Desglossament de les despeses totals indirectes

Cost final del projecte

El cost final del projecte s'obté sumant el total de les quantitats obtingudes en cadascun dels apartats anteriors (*Taula 9*):

DESPESES TOTALS	
Despeses directes	12733 €
Despeses indirectes	291,67 €
Total	**13024,67 €**

Taula 9: Desglossament de les despeses totals del projecte

9. Conclusions

9.1 Conclusions sobre els resultats

- Primerament, **es verifica** l'estudi 3D **respecte al 2D** ja que les tensions (tant la normal com les dues tangencials) de fora del pla (*Fig. 119*) són sensiblement diferents de zero i no són negligibles si es comparen amb les tensions del pla.

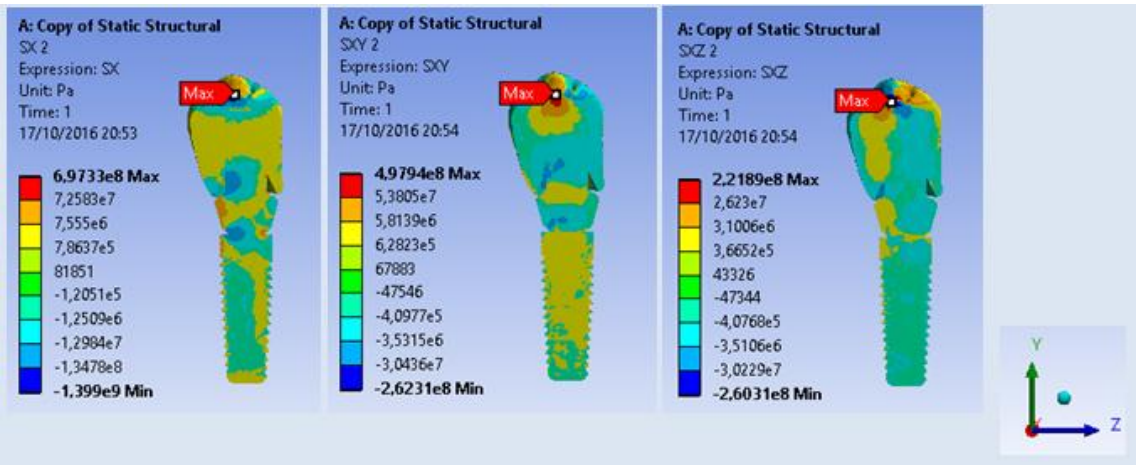


Fig. 119: Per ordre, tensió normal SX i tensions tangencials SXY i SXZ.

- També **es verifica** l'estudi 3D **respecte la fotoelasticitat** comparant els gràfics de l'ordre d'isocromàtica obtinguts.

  En el cas de l'estudi 3D es realitza un camí (*Fig. 120*) que passi per l'àpex en el pla mig de la resina i al llarg d'aquest camí es calcula l'ordre d'isocromàtica mitjançant la següent fórmula:

$$N = \frac{2 \cdot \sqrt{\left(\frac{\sigma_x - \sigma_y}{2}\right)^2 + \left(T_{xy}\right)^2}}{F}$$

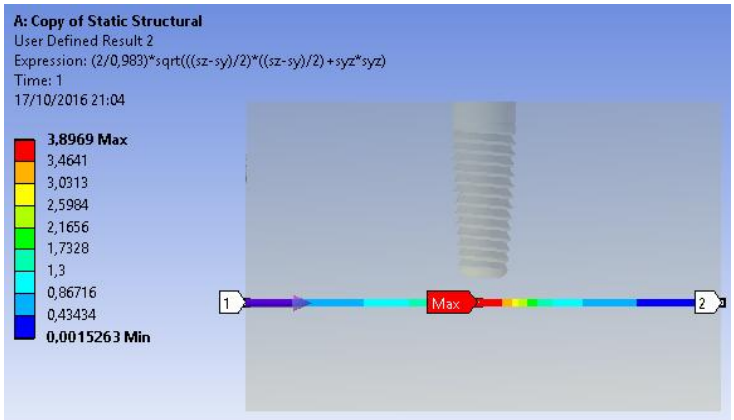


Fig. 120: Camí sobre el que es representa l'ordre d'isocromàtica

Si es compara el gràfic obtingut en aquest camí amb l'obtingut amb la tècnica experimental de la fotoelasticitat (*Fig. 121*) en el mateix camí i amb el mateix material s'obtenen els següents valors màxims d'ordre d'isocromàtica (*N*):

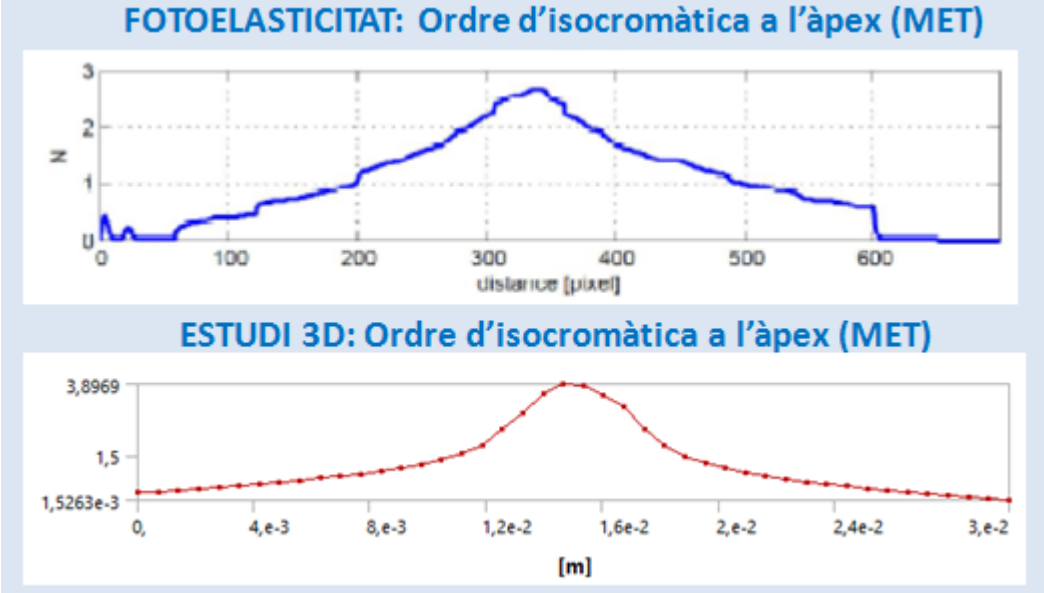


Fig. 121: Comparació entre els gràfics ordre d'isocromàtica – distància

El resultat és coherent ja que el raig de llum travessa tot el gruix del model, amb zones on el nivell tensional és més baix que dins el pla mig, de manera que l'ordre d'isocromàtica experimental és menor.

- Pel que fa a l'**estudi estàtic** es pot afirmar que no existeix cap relació entre la distribució de tensions de *von Mises* i deformacions **en la resina** i el tipus de material de la corona utilitzat quan s'aplica una càrrega estàtica.
  Ara bé, els valors **en l'implant** varien depenent del material de la corona utilitzat.
  A més, lògicament, els materials que són més rígids presenten una menor deformació unitària total (*Taula 10*).

  Així doncs, s'arriba a la mateixa conclusió que en els projectes de simulació 2D [1] i de aplicació de tècniques fotoelàstiques [2] realitzats anteriorment.

Material	Mòdul de Young [Pa]	Deformació màxima [m/m]	Deformació mínima [m/m]
MET	$0{,}208 \cdot 10^{6}$	0,038	$2{,}06 \cdot 10^{-7}$
MCER	$0{,}069 \cdot 10^{6}$	0,119	$2{,}06 \cdot 10^{-7}$
MCOM	$0{,}022 \cdot 10^{6}$	0,364	$2{,}06 \cdot 10^{-7}$
FCOM	$0{,}300 \cdot 10^{6}$	0,027	$2{,}06 \cdot 10^{-7}$

Taula 10: Relació entre la rigidesa i la deformació en el cas estàtic

- Es segueix el **principi de *Saint-Venant***: a partir d'una certa distància respecte el punt d'aplicació de la càrrega, les tensions passen a tenir valors molt similars. Aquest fet es pot apreciar visualment (*Fig. 122*) ja que a la corona la distribució de tensions és clarament diferent, però a partir d'una certa distància respecte el punt d'aplicació de la càrrega (per exemple, a partir del pilar) la distribució de tensions passa a ser molt semblant.

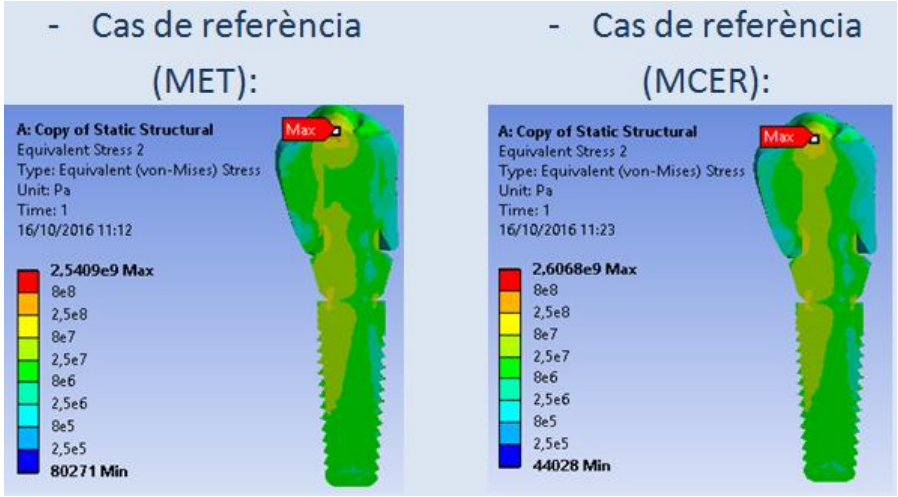


Fig. 122: principi de Saint-Venant

- Sobre els cinc diferents **casos d'estudi** realitzats, s'extreuen les següents conclusions de cadascun d'ells:
  - Aplicant la força en un punt excèntric s'aconsegueixen unes tensions i deformacions majors que en el cas estàtic inicial. Per tant, és un cas d'estudi interessant ja que en la realitat (per exemple, en la fotoelasticitat) existeix la possibilitat de tenir un cas amb una càrrega excèntrica, on les tensions i les deformacions serien majors.
  - Analitzant la posició de l'implant dins de la resina s'extreu que aquesta no és important ja que tant les tensions com les

deformacions segueixen sent les mateixes que en el cas de referència.

- Variant la grandària de la resina que simula l'os mandibular es comprova que, tot i que les tensions equivalents de *von Mises* i les deformacions unitàries totals segueixen el mateix patró que en el cas estàtic inicial, aquestes augmenten en la corona amb la disminució de la grandària de la resina i viceversa. Per tant, és interessant saber que contra més gran sigui l'os mandibular del pacient menys tensions i deformacions es produiran.
- Substituint la força puntual per una pressió s'obtenen unes tensions i unes deformacions menors que en el cas inicial en la corona. El motiu d'aquests resultats és que la força no es concentra en un únic punt, sinó que queda repartida, permetent observar un cas més proper a la realitat.
- Considerant el teixit ossi format per dos teixits diferents com són el cortical i el trabecular s'obtenen valors de tensions i deformacions unitàries totals en la corona similars al cas estàtic inicial. No obstant, l'efecte es produeix en la resina, ja que al considerar els dos tipus de teixits els valors de tensions i deformacions augmenten en l'os.

Cal dir que seria interessant veure els resultats que s'obtindrien de combinar tots aquests casos, ja que representarien el cas més crític i similar a la realitat.

- En el cas de l'**estudi dinàmic**, a diferència de l'estudi estàtic, es pot afirmar que sí que existeix una relació entre la distribució de les tensions de *von Mises* i el tipus de material de corona utilitzat a l'aplicar una càrrega dinàmica. També s'arriba, doncs, a la mateixa conclusió que en el projecte de simulació 2D [1].

  Per tant, s'entén que és de vital importància la recerca i l'estudi de nous materials en la fabricació de corones dentals, ja que les tensions que es produeixen en la mandíbula afecten directament al pacient.

  Visualitzant les corbes que representen l'evolució de la tensió en funció del temps, es pot extreure que contra més rígid és el material de la corona més alt és el pic de tensió (*Taula 11*).

Material	Mòdul de Young [Pa]	Tensió màxima [Pa]
MET	$0{,}208 \cdot 10^6$	$1{,}01 \cdot 10^7$
MCER	$0{,}069 \cdot 10^6$	$8{,}41 \cdot 10^6$
MCOM	$0{,}022 \cdot 10^6$	$7{,}50 \cdot 10^6$
FCOM	$0{,}300 \cdot 10^6$	$1{,}37 \cdot 10^7$

Taula 11: Relació entre la rigidesa i la tensió en el cas dinàmic

Queda oberta la porta per a continuar investigant en projectes futurs l'estudi amb la finalitat de determinar que els valors de tensions i deformacions siguin significativament diferents **en la resina** per a l'estudi dinàmic i, d'aquesta manera, poder confirmar l'evidència clínica que indica que l'implant amb la corona ceràmica és el que trenca abans, fent-ho per la zona de l'os.

9.2 Conclusions personals

- El Treball de Fi de Màster m'ha estat útil per a refrescar i aplicar de manera pràctica els coneixements de varies assignatures impartides durant tant el Grau com el Màster, com per exemple Expressió Gràfica, Resistència de materials o Anàlisi estructural avançat.

- Un cop ja realitzat, puc dir que vaig encertar al escollir realitzar aquest treball ja que ha resultat ser molt dinàmic alhora que visual.

- Ha estat un treball laboriós ja que hi havien diversos punts desconeguts per mi en un principi. Estic satisfet ja que he hagut d'informar-me i fer una bona recerca per tirar-lo endavant.

- Després de l'elaboració d'aquest treball la sensació que tinc és que estic desitjós de trobar un treball on pugui seguir realitzant projectes d'aquest estil aplicant els coneixements teòrics que he anat adquirint en aquests anys d'aprenentatge.

Bibliografia

[1] Alberto Torres, Treball de Fi de Grau a l'ETSEIB: "Simulació de la distribució de tensions mecàniques dins una pròtesi dental"

[2] Blanca Isabel Campaña López, Treball d'Investigació en la Universitat Industrial de Santander: "*Estudio de la distribución de tensiones mecánicas en una prótesis según el tipo de corona utilizada mediante el uso de técnicas fotoelásticas"*

[3] Dr. Joan Birbe (Cirurgià Oral i Maxil·lofacial i Odontòleg): http://www.birbe.org/blog/sabia-usted-que-los-implantes-dentales-son-la-mejor-opcion-de-tratamiento-para-reemplazar-los-dientes-perdidos/

[4] Infosalus: http://www.infosalus.com/estetica/noticia-95-implantes-dentales-funcionan-cabo-15-anos-20150117090435.html

[5] Aplicació de la tècnica DIC: http://www.xixcnim.uji.es/CDActas/Documentos/ComunicacionesOrales/11-09.pdf

[6] Clínica dental Nart. Història dels implants dentals: http://www.nartclinicadental.com/historia-implantes-dentales/

[7] Dra. Leticia María Lemus Cruz, Dra. Zoraya Almagro Urrutia y Claudia León Castell, "Origen y evolución de los implantes dentales": http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1729-519X2009000400030

[8] Clínicas Propdental, Todas las opciones para recuperar un diente perdido: https://www.propdental.es/blog/implantes-dentales/todas-las-opciones-para-recuperar-un-diente-perdido/

[9] Implantes dentales HQ, Tipos de implantes dentales: http://www.implantesdentaleshq.com/tipos-de-implantes-dentales/

[10] MIS Implants Technologies Ltd. Especificacions de l'implant d'estudi C1-11420: http://www.mis-implants.com/Products/Implants/C1/Specifications.aspx

[11] Oriol Cantó Navés, Tesi Doctoral a la Universitat Internacional de Catalunya: "Avaluació in vitro de l'estrès sobre una connexió implant-pilar tipus con Morse segons el material restaurador"

[12] Heraeus-Kulzer, "Heraenium PW user instructions": http://heraeus-kulzer.com/media/webmedia_local/international/pdf/Legierungstabelle_GB.pdf

[13] Vita 3D Master, Vita Alemanya, "Vita 3D ToothGuide": https://www.vita-zahnfabrik.com/es/VITA-Toothguide-3D-MASTER-26233,27568.html

[14] Micro Medica Catálogo 2014 – Arroba dental: http://arrobadental.com/pdf/2014-micro-medica.pdf

[15] Article de la revista "*International Journal of Prosthodontics*" (1991) titulat: "*Shock-Absorbing Behavior of Five Restorative Materials Used on Implants"*

[16] Clara Isabel López Gualdrón, Treball d'Investigació en la Universitat Industrial de Santander: "*Estudio de esfuerzos y deformaciones en la interfaz hueso-implante, evaluando los materiales para implantes Tiadyne y Ti6Al4V, basado en un modelo óseo mandibular reconstruido con técnica imagenlógica, sometido a cargas biomecánicas estáticas y analizado por el método de los elementos finitos"*

[17] Asociación argentina de mecánica computacional, "Estudio del comportamiento mecánico del tejido óseo":

http://www.cimec.org.ar/ojs/index.php/mc/article/viewFile/1637/1601

[18] Asociación de dentistas de las Rozas (Madrid): Normativa sobre los implantes de calidad: http://dentistasdelasrozas.es/implantes-dentales-de-calidad-consejos-para-evitar-fraudes/

[19] Explicació del principi de Saint-Venant: https://es.wikipedia.org/wiki/Principio_de_Saint-Venant

Agraïments

Voldria expressar tant el meu reconeixement com el meu agraïment a totes aquelles persones que, gràcies a la seva col·laboració, han contribuït a la realització d'aquest Treball de Fi de Màster:

En primer lloc, el meu sincer agraïment a Frederic Marimon i Miquel Ferrer, tutors d'aquest projecte, pel seu consell, ajuda i dedicació durant el desenvolupament d'aquest treball.

Un agraïment especial a Antonio Sánchez com a representant de l'empresa AsorCAD, por la seva col·laboració en l'escanejat de l'implant dental en 3D.

També agrair al departament de Resistència de Materials, l'oferiment per a utilitzar el programa ANSYS Workbench en la seva aula informàtica.